

**ANALISIS DOSIS PADA PENYEMBUHAN PENYAKIT KANKER PARU-
PARU DENGAN METODE PENGobatan *BORON NEUTRON CAPTURE
THERAPY* (BNCT) MENGGUNAKAN *PARTICLE AND HEAVY ION
TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS)**

TUGAS AKHIR SKRIPSI

Diajukan kepada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas
Negeri Yogyakarta untuk Memenuhi Sebagian Persyaratan Guna Memperoleh
Gelar Sarjana Sains



Oleh :
AHMAD FAISAL HARISH
NIM 14306144006

**PROGRAM STUDI FISIKA
JURUSAN PENDIDIKAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS NEGERI YOGYAKARTA
2018**

**Analisis Dosis pada Penyembuhan Penyakit Kanker Paru-Paru dengan
Metode Pengobatan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) Menggunakan
Particle and Heavy Ion Transport Code System (PHITS)**

Oleh:

Ahmad Faisal Harish
NIM 14306144006

ABSTRAK

Tujuan penelitian ini adalah: (1) mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap laju dosis total untuk pengobatan kanker paru-paru, dan (2) mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap lamanya waktu iradiasi untuk pengobatan kanker paru-paru.

Penelitian ini merupakan penelitian berbasis simulasi komputer menggunakan program PHITS dengan cara mendefinisikan geometri dan komponen penyusun kanker paru-paru serta organ sekitarnya sebagai objek yang diteliti dan sumber radiasi yang digunakan. Jenis phantom yang digunakan adalah ORNL ukuran pria asia dewasa. Sumber neutron yang digunakan adalah keluaran dari *beam port* tembus radial Reaktor Kartini. Variabel bebas pada penelitian ini adalah konsentrasi boron yaitu 30, 40, 50, 60, dan 70 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker, sedangkan variabel terikat dalam penelitian ini adalah laju dosis dan waktu iradiasi.

Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa: (1) semakin besar konsentrasi boron yang diinjeksikan maka semakin tinggi nilai laju dosis total untuk pengobatan kanker paru-paru, dimana masing-masing variasi konsentrasi boron menghasilkan laju dosis total sebesar 1,34E-03 Gy/s, 1,71E-03 Gy/s, 2,07E-03 Gy/s, 2,42E-03 Gy/s, 2,78E-03 Gy/s, dan (2) semakin besar konsentrasi boron yang diinjeksikan maka waktu iradiasi semakin cepat untuk pengobatan kanker paru-paru, dimana waktu iradiasi yang dibutuhkan untuk masing-masing variasi konsentrasi boron adalah 37294 s (10 jam 21 menit 34 detik), 29240 s (8 jam 7 menit 20 detik), 24180 s (6 jam 43 menit 0 detik), 20633 s (5 jam 43 menit 53 detik), 17996 s (4 jam 59 menit 56 detik).

Kata kunci: BNCT, PHITS, kanker paru-paru, dosis, waktu iradiasi.

**Dosimetry Analysis of a Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)
Treatment for Lung Cancer Based on Particle and Heavy Ion Transport code
System (PHITS)**

By:

Ahmad Faisal Harish
NIM 14306144006

ABSTRACT

The objectives of this study are: (1) to determine the effect of boron concentration on total dose rate for lung cancer treatment, and (2) to determine the effect of boron concentration on the length of irradiation time for lung cancer treatment.

This study was a computer-simulation based using Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) by defining the geometry and components of lung cancer and the surrounding organism as the object being studied and the source of radiation used. The type of phantom used was ORNL of an adult Asian male. The neutron source used was Kartini Reactor. The independent variable was the boron concentration of 30, 40, 50, 60, and 70 $\mu\text{g/g}$ cancer tissue and the dependent variable was the dose rate and irradiation time.

The results of this study indicate that: (1) the larger the amount of boron concentration that is injected, the higher the rate of total dose the organ, where the total dose rate for each variation of boron concentration are 1.34E-03 Gy/s, 1.71E-03 Gy/s, 2.07E-03 Gy/s, 2.42E-03 Gy/s, 2.78E-03 Gy/s, and (2) the larger the amount of boron concentration that is injected, the faster the irradiation time for the treatment of lung cancer is, where the irradiation time required for each variation of boron concentration was 37294 s (10 hours 21 minutes 34 seconds), 29240 s (8 hours 7 minutes 20 seconds), 24180 s (6 hours 43 minutes 0 seconds), 20633 (5 hours 43 minutes 53 seconds), 17996s (4 hours 59 minutes 56 seconds).

Keywords: BNCT, PHITS, lung cancer, dose, irradiation time.

SURAT PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Ahmad Faisal Harish
NIM : 14306144006
Program Studi : Fisika
Judul : Analisis Dosis pada Penyembuhan Penyakit
Kanker Paru-Paru dengan *Metode Pengobatan
Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)*
menggunakan *Particle and Heavy Ion Transport
code System (PHITS)*.

menyatakan bahwa skripsi ini benar-benar karya saya sendiri. Sepanjang pengetahuan saya tidak terdapat karya atau pendapat yang ditulis atau diterbitkan orang lain kecuali sebagai acuan kutipan dengan mengikuti tata penulisan karya ilmiah yang telah lazim.

Yogyakarta, 6 Juli 2018

Yang menyatakan,



Ahmad Faisal Harish

NIM. 14306144006

LEMBAR PERSETUJUAN

Tugas Akhir Skripsi dengan Judul

ANALISIS DOSIS PADA PENYEMBUHAN PENYAKIT KANKER PARU-PARU DENGAN METODE PENGOBATAN *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT) MENGGUNAKAN *PARTICLE AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS)

Disusun oleh:

Ahmad Faisal Harish
NIM 14306144006

telah memenuhi syarat dan disetujui oleh Dosen Pembimbing untuk dilaksanakan Ujian Akhir Tugas Akhir Skripsi bagi yang bersangkutan.

Yogyakarta, 19 Juli 2018


Disetujui,

Pembimbing I

Pembimbing II


Prof. Ir. Yohannes Sardjono, APU.

NIP. 195906101981031002


Dr. Warsono, M. Si.

NIP. 196811011999031002

HALAMAN PENGESAHAN

Tugas Akhir Skripsi


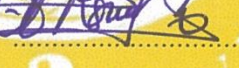

ANALISIS DOSIS PADA PENYEMBUHAN PENYAKIT KANKER PARU-PARU DENGAN METODE PENGOBATAN *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT) MENGGUNAKAN *PARTICLE AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS)

Disusun oleh:

Ahmad Faisal Harish
NIM 14306144006

Telah dipertahankan di depan Tim Penguji Tugas Akhir Skripsi Program Studi
Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri
Yogyakarta
Pada tanggal 1 Agustus 2018

TIM PENGUJI

Nama/Jabatan	Tanda Tangan	Tanggal
<u>Prof. Ir. Yohannes Sardjono, APU.</u> Ketua Penguji/Pembimbing		10 / 08 / 2018
<u>Dr. Warsono, M. Si.</u> Sekretaris		09 / 08 / 2018
<u>Dr. Eng. Rida Siti N M, M. Si.</u> Penguji		09 / 08 / 2018

Yogyakarta, 14/8/ 2018

Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Universitas Negeri Yogyakarta

Dekan,



Dr. Hartono

NIP. 19620329 198702 1 002

TUGAS AKHIR SKRIPSI

ANALISIS DOSIS PADA PENYEMBUHAN PENYAKIT KANKER PARU-PARU DENGAN METODE PENGOBATAN *BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY* (BNCT) MENGGUNAKAN *PARTICLE AND HEAVY ION TRANSPORT CODE SYSTEM* (PHITS)

Oleh :
Ahmad Faisal Harish
14306144006

Telah disetujui dan disahkan oleh Pusat Sains dan Teknologi Akselerator Badan
Tenaga Nuklir Nasional (PSTA BATAN) Yogyakarta serta dinyatakan telah
memenuhi persyaratan

Mengesahkan

Kepala Bidang Fisika Partikel
Yogyakarta, 2018
Pembimbing di PSTA BATAN

Ir. Puradwi Ismu Wahyono, DEA
NIP. 19611025 198810 1 001

Prof. Ir. Yohannes Sardjono, APU
NIP. 19590610 198103 1 002

Menyetujui,
PLT Kepala PSTA BATAN

Ir. Puradwi Ismu Wahyono, DEA
NIP. 19611025 198810 1 001

HALAMAN MOTTO

“DAN AKU
BELUM PERNAH KECEWA
DALAM BERDOA
KEPADA ENGKAU
YA TUHANKU”

(QS. Maryam 19: 4)

*
*

“ALLAH TIDAK MEMBEBANI SESEORANG
MELAINKAN SESUAI
DENGAN KESANGGUPANNYA”

(QS. Al-Baqarah 2: 286)

*
*

“MAKANLAH, MINUMLAH,
DAN BERSENANG HATILAH ENGKAU”

(QS. Maryam 19: 26)

*
*

“MAKA SESUNGGUHNYA BERSAMA KESULITAN
ITU ADA
KEMUDAHAN”

(QS. Al-Insyirah: 5)

*
*

Jika sekarang kamu berfikir menjadi Fisikawan, menanamkannya dalam memori, kemudian terus membayangkan dan berusaha menepatinya, maka akan tiba masa dimana kamu benar-benar menjadi seorang **FISIKAWAN**.

HALAMAN PERSEMBAHAN

Karya ini kupersembahkan untuk:

*
*
*

Kedua orang tua

Terimakasih Ayah dan Ibu yang selalu mendoakan
dan memberikan dukungan moril serta materiil.
Terimakasih Ayah dan Ibu yang telah berjuang
demi semua impianku.

*
*
*

Kakak dan adik

Terimakasih kakakku, adikku, kalian adalah saudari terbaik, kalian adalah
sahabat, kalian adalah guru, kalian adalah orang yang mengajarkan ku tentang
keadilan, kerjasama, kebaikan, dan kepedulian.
Kalian adalah teman terbaik untuk berbagi tawa
dan mengusap air mata.

*
*
*

Sahabat seperjuangan

Terimakasih atas canda dan tawa, suka dan duka, kebersamaan,
dan semangat kalian selama ini. Terimakasih telah menjadi sahabat terbaik dalam
mengejar mimpi, karena kalian ku dapat terus berdiri.

*
*
*

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kehadirat Tuhan Yang Maha Esa karena dengan rahmat, serta taufik dan hidayah-Nya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir Skripsi dalam rangka untuk memenuhi sebagian persyaratan untuk mendapatkan gelar Sarjana Sains dengan judul **“Analisis Dosis pada Penyembuhan Penyakit Kanker Paru-Paru dengan Metode Pengobatan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) Menggunakan *Particle and Heavy Ion Transport Code System* (PHITS)”**.

Penulis menyadari bahwa penulisan Tugas Akhir Skripsi ini tidak terlepas dari bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak. Untuk itu penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada:

1. Bapak Prof. Ir. Yohannes Sardjono, APU. dan bapak Dr. Warsono, M.Si. selaku Dosen Pembimbing TAS yang telah banyak memberikan semangat, dorongan, dan bimbingan selama penyusunan Tugas Akhir Skripsi ini.
2. Bapak Yusman Wiyatmo, M.Si. selaku Ketua Jurusan Pendidikan Fisika dan bapak Nur Kadarisman, M.Si. selaku Ketua Prodi Fisika, beserta dosen dan staf yang telah memberikan bantuan dan fasilitas selama proses penyusunan pra proposal sampai dengan selesainya Tugas Akhir Skripsi ini.
3. Bapak Dr. Hartono, M.Si. selaku Dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Yogyakarta yang telah memberikan persetujuan pelaksanaan Tugas Akhir Skripsi.

4. Bapak Ir. Puradwi Ismu Wahyono, DEA. selaku Plt Kepala Pusat Sains dan Teknologi Akselerator Badan Tenaga Nuklir Nasional (PSTA BATAN) yang telah memberikan izin kepada penulis untuk melaksanakan penelitian Tugas Akhir Skripsi di PSTA BATAN.
5. Bapak Widarto, Bapak Agus, mba Rosi, mba Afifah, mba Atika, mas Diki, dan mas Haryo di PSTA BATAN yang telah membantu dan memberikan masukan dalam pelaksanaan Tugas Akhir Skripsi.
6. Kedua orang tua saya, Alias, S.H. dan Zuryati yang selalu mendoakan dan memberikan dukungan moril serta materiil sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir Skripsi ini dengan lancar.
7. Teman-teman seperjuangan, Adi Galih, Azzam Zukhrofani Iman, Dhani Nur Indra, Ivan Lathif W, Juhri Hendrawan, M. Yatsrib Ramadhan, Satrio Bayu P, Siti Nur Fadzilah, Ujang Herlan P atas kebersamaan suka duka, kerja sama dan semangatnya selama penyusunan Tugas Akhir Skripsi ini.
8. Serta semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu, terima kasih atas segala dukungan dan bantuannya. Semoga Allah SWT memberikan balasan pahala yang setimpal.

Penulis menyadari bahwasanya dalam pelaksanaan maupun penulisan Tugas Akhir Skripsi ini terdapat banyak kekurangan. Namun, penulis berharap semoga tulisan ini dapat bermanfaat bagi pembaca dan penelitian selanjutnya.

Yogyakarta, 6 Juli 2018

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN SAMPUL	i
ABSTRAK	ii
<i>ABSTRACT</i>	iii
SURAT PERNYATAAN	iv
LEMBAR PERSETUJUAN	v
HALAMAN PENGESAHAN	vi
HALAMAN PENGESAHAN PSTA BATAN.....	vii
HALAMAN MOTTO	viii
HALAMAN PERSEMBAHAN	ix
KATA PENGANTAR	x
DAFTAR ISI	xii
DAFTAR TABEL	xv
DAFTAR GAMBAR	xvi
DAFTAR LAMPIRAN	xviii

BAB I PENDAHULUAN

A. Latar Belakang	1
B. Identifikasi Masalah	8
C. Batasan Masalah	9
D. Rumusan Masalah	10
E. Tujuan Penelitian	10

F. Manfaat Penelitian.....	11
----------------------------	----

BAB II KAJIAN PUSTAKA

A. Kajian Teori	12
1. Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)	12
2. Kanker Paru-Paru	14
3. Dosis pada BNCT.....	20
4. Reaktor Kartini.....	22
5. Metode Monte Carlo	23
6. PHITS	25
B. Hasil Penelitian yang Relevan	30
C. Kerangka Berpikir	31

BAB III METODE PENELITIAN

A. Jenis dan Desain Penelitian	32
B. Tempat dan Waktu Penelitian	33
C. Variabel Penelitian	34
D. Instrumen Pengumpulan Data	34
E. Teknik Pengumpulan Data	35
1. Model Organ	35
2. Pemilihan Material Phantom	39
3. Sumber Neutron	40
4. Input PHITS	41

5. Running PHITS	41
6. Output PHITS	42
F. Teknik Analisis Data	42

BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

A. Geometri Iradiasi	50
B. Fluks Neutron	55
C. Laju Dosis	58
D. Waktu Iradiasi	65
E. Dosis Serap	67

BAB V PENUTUP

A. Kesimpulan	72
B. Saran	72

DAFTAR PUSTAKA	73
-----------------------------	-----------

LAMPIRAN-LAMPIRAN	80
--------------------------------	-----------

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 1. Klasifikasi stadium kanker paru-paru berdasarkan TNM	18
Tabel 2. Prognosis kanker paru-paru	19
Tabel 3. Keluaran kolom termal rekomendasi IAEA.....	23
Tabel 4. <i>Section</i> pada <i>input</i> program PHITS	26
Tabel 5. Parameter pada <i>input</i> program PHITS	27
Tabel 6. Tipe-tipe <i>source</i> pada program PHITS	27
Tabel 7. Macam-macam <i>surface</i> pada PHITS	29
Tabel 8. Nilai a,b,c,x0,z0 pada phantom paru-paru untuk setiap umur	37
Tabel 9. Nilai x1r,y1r,z1r,z2r,z1l,y1l,z2l pada phantom paru-paru untuk setiap umur	38
Tabel 10. Fraksi massa tiap unsur pada jaringan paru-paru, jaringan lunak, dan jaringan tulang/otot	39
Tabel 11. Komponen utama penyusun jaringan kanker	40
Tabel 12. Faktor kualitas radiasi	47
Tabel 13. Nilai laju dosis pada tiap organ per konsentrasi boron	59
Tabel 14. Nilai laju dosis total pada tiap organ per konsentrasi boron	62
Tabel 15. Nilai laju dosis total per konsentrasi boron.....	63
Tabel 16. Waktu iradiasi per konsentrasi boron	65
Tabel 17. Nilai dosis pada tiap organ per konsentrasi boron	67
Tabel 18. Dosis pada OAR	70

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 1. Kematian Penyakit Jantung dan Kanker di US 1960-2020.....	2
Gambar 2. Angka Kematian Jenis Kanker di Dunia	2
Gambar 3. <i>TOP 5</i> Penyakit di Dunia	3
Gambar 4. Struktur Paru-paru	14
Gambar 5. Struktur <i>Bronchioles</i>	15
Gambar 6. Kanker Paru-paru	16
Gambar 7. Jenis Kanker Paru-paru SCLC dan NSCLC.....	17
Gambar 8. Neutron dalam Simulasi Monte Carlo.....	24
Gambar 9. Geometri Phantom Organ 2D tampak atas.....	35
Gambar 10. Geometri Phantom Organ 2D tampak depan	36
Gambar 11. Geometri Sel Kanker	36
Gambar 12. Geometri Phantom 3D	36
Gambar 13. Proses <i>Running</i> PHITS	41
Gambar 14. <i>File Output</i> PHITS	42
Gambar 15. Jarak kanker terhadap sumber neutron pada LLAT.	53
Gambar 16. Jarak kanker terhadap sumber neutron pada AP	53
Gambar 17. Jejak neutron dalam phantom pada LLAT.	54
Gambar 18. Jejak neutron dalam phantom pada AP.	54
Gambar 19. Kedalaman Jaringan pada Phantom	56
Gambar 20. Karakteristik Nilai Fluks di dalam Phantom	57
Gambar 21. Nilai Tiap Komponen Laju Dosis pada Tiap Organ	61

Gambar 22. Nilai Laju Dosis Total per Organ dan Konsentrasi Boron	63
Gambar 23. Pengaruh Konsentrasi Boron terhadap Laju Dosis Total	64
Gambar 24. Pengaruh Konsentrasi Boron terhadap Waktu Iradiasi	66

DAFTAR LAMPIRAN

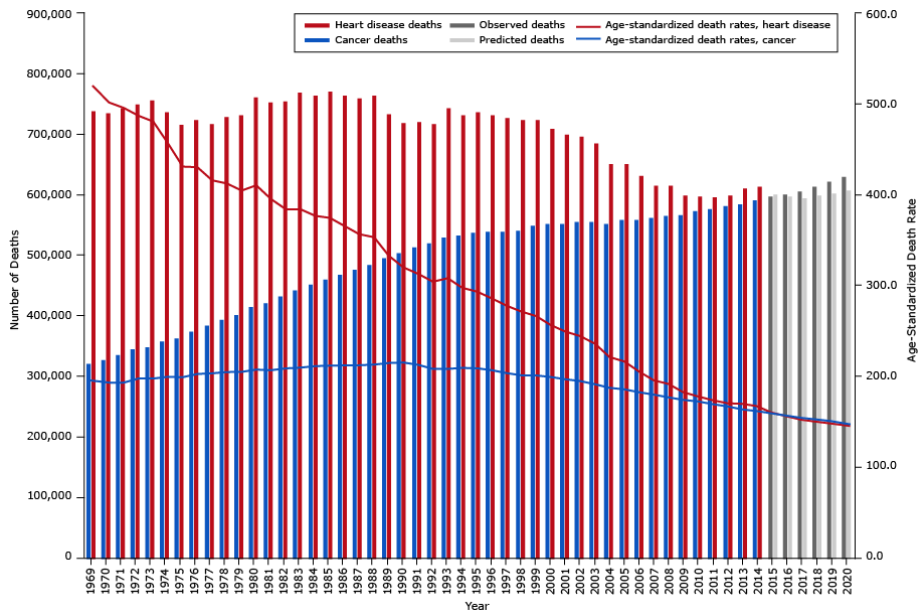
	Halaman
Lampiran 1. Perhitungan Fraksi Massa Boron.....	81
Lampiran 2. Perhitungan Laju Dosis	85
Lampiran 3. Tabel Volume dan Fraksi Massa Penyusun Material Organ	88
Lampiran 4. Tabel Fraksi Serap Spesifik Gamma	94
Lampiran 5. <i>Listing</i> Program	95

BAB I

PENDAHULUAN

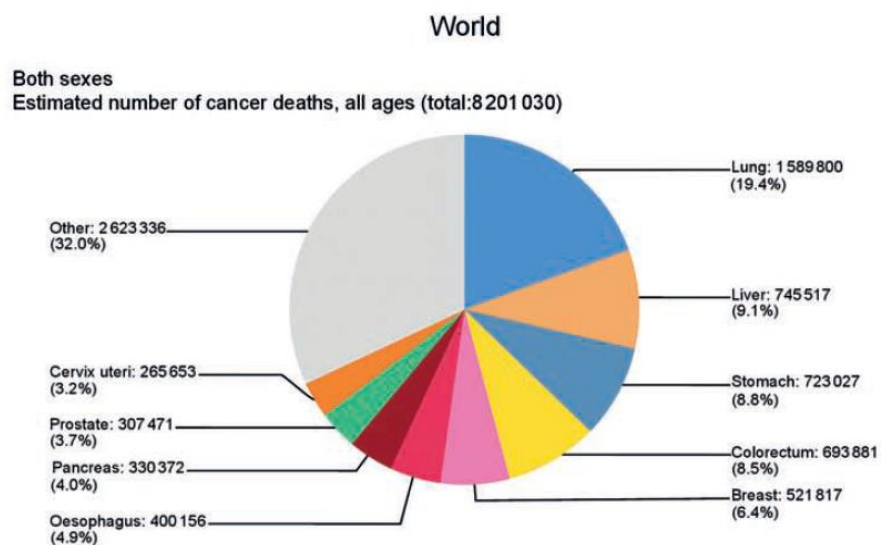
A. Latar Belakang Masalah

Kanker merupakan salah satu penyakit ganas yang mematikan dan salah satu penyebab kematian di seluruh dunia (WHO, 2017a). Kanker terjadi dari perubahan sel yang mengalami pertumbuhan tidak normal dan tidak terkontrol. Sel-sel yang menyebar ini kemudian akan tumbuh berkembang di tempat baru, yang akhirnya membentuk sekumpulan sel tumor ganas atau kanker (Cancer Research UK, 2017). Penyakit jantung dan kanker adalah penyebab kematian pertama dan kedua di Dunia. Dalam penelitian yang dilakukan oleh Hannah K. Weir, dkk dikatakan bahwa tingkat keseluruhan kematian akibat penyakit jantung menurun cepat sejak tahun 1960 sedangkan kematian akibat kanker meningkat. Penelitian tersebut juga menunjukkan bahwa dari tahun 1969 sampai 2020, jumlah kematian akibat penyakit jantung akan turun 21,3% untuk pria dan 13,4% untuk wanita, sementara jumlah kematian akibat kanker akan meningkat 91,1% untuk pria dan 101,1% untuk wanita. Menimbang risiko kematian jantung menurun lebih tajam daripada kanker dan jika kecenderungan saat ini terus berlanjut, maka kanker akan menjadi penyebab utama kematian pada tahun 2020, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 1 (Weir et al., 2016).



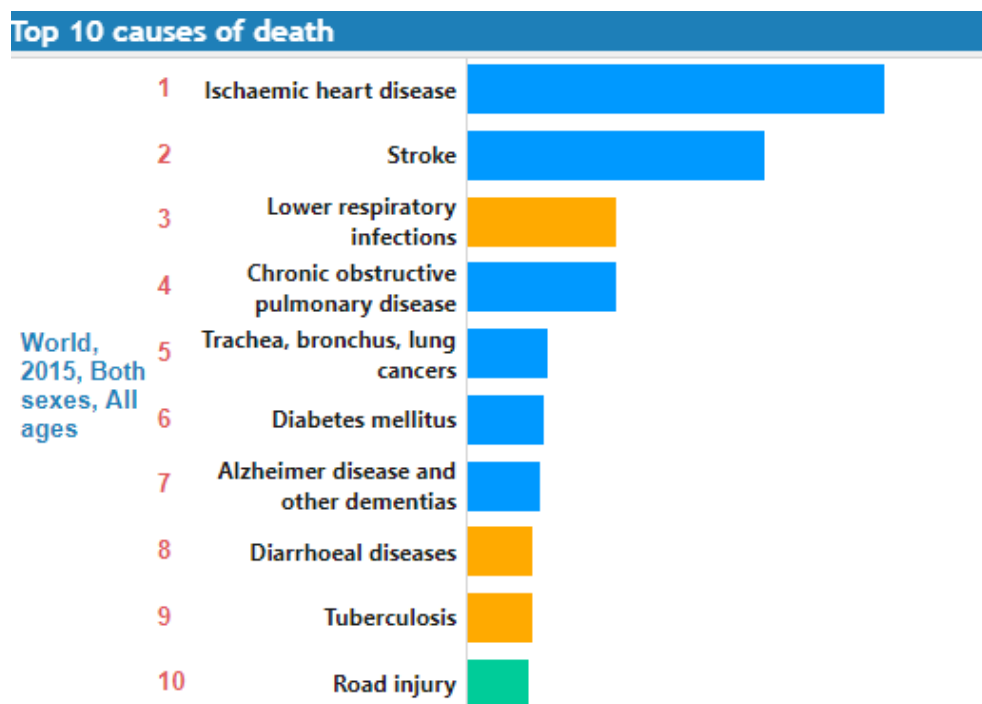
Gambar 1. Kematian Penyakit Jantung dan Kanker di US 1969-2020 (Weir et al., 2016).

Kanker paru-paru adalah penyebab pertama kematian akibat kanker pada pria dan penyebab kedua kematian akibat kanker pada wanita di seluruh dunia. Pada tahun 2012 dilaporkan sebanyak 1.589.800 angka kematian di seluruh dunia, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2 (Ghoncheh et al., 2015).



Gambar 2. Angka Kematian Jenis Kanker di Dunia (WHO, 2012).

Pada tahun 2015 sebanyak 1,69 juta angka kematian (WHO, 2017a). Kanker paru-paru merupakan kanker yang paling umum terjadi di Asia dengan 1.033.881 kasus kanker paru-paru dan 926.436 di antaranya meninggal (Chan & Hughes, 2014). Menurut data WHO pada tahun 2014 di Indonesia sendiri kanker yang paling tertinggi juga merupakan kanker paru-paru dengan persentase 21,8% dengan jumlah 22.476 angka kematian (Wild, 2014). Kanker paru-paru juga merupakan *TOP 5* penyakit yang ada di Dunia secara keseluruhan, seperti ditunjukkan pada Gambar 3 (WHO, 2017b).



Gambar 3. *TOP 5* penyakit di Dunia (WHO, 2017b).

Pada kasus pria, tingkat kematian kanker paru-paru tertinggi (per 100.000 populasi) di seluruh dunia pada tahun 2012 ditemukan di Hungaria (66,6), Armenia

(65,6), Bekas Republik Yugoslavia Makedonia (63,5), dan Serbia (61,8) serta berdasarkan wilayah berada di Eropa Tengah-Timur (47,6) dan Asia Timur (44,8). Pada kasus wanita, tingkat kematian kanker paru-paru tertinggi (per 100.000 populasi) di seluruh dunia ditemukan di Korea Utara (30,7), Denmark (28,4), Hungaria (26,6), dan Kanada (25,1) serta berdasarkan wilayah berada di Amerika Utara (23,5), Eropa Utara (19,1), Asia Timur (16,2), Eropa Barat (14,8), Oseania (14,1), dan Karibia (12,2) (Islami et al., 2015).

Meskipun kemajuan dalam penelitian biomedis, diagnostik, dan pilihan terapeutik telah tersedia selama beberapa dekade terakhir, namun kanker paru-paru masih memiliki prognosis yang buruk, dimana lebih dari separuh orang yang didiagnosis menderita kanker paru-paru meninggal dalam waktu satu tahun setelah didiagnosis dan kelangsungan hidup 5 tahun kurang dari 18% (Calabuig-Fariñas et al., 2016). Ada dua subtype utama kanker paru-paru yaitu *Small-Cell Lung Carcinoma* (SCLC) dan *Non-Small-Cell Lung Carcinoma* (NSCLC), masing-masing mencakup 15% dan 85% dari semua kanker paru-paru (Zappa & Mousa, 2016). Salah satu penyebab penyakit kanker paru-paru yaitu gas radioaktif radon yang ditimbulkan oleh asap rokok tembakau. Asap tembakau mengandung lebih dari 7000 senyawa kimia yang dapat menyebabkan mutasi DNA, peradangan, radikal bebas, dan perubahan genetik (Wild, 2014).

Pengobatan yang sudah dilakukan sampai saat ini adalah bedah onkologis, kemoterapi, dan radioterapi ataupun gabungan dari terapi-terapi tersebut. Namun, sayangnya pengobatan tersebut belum terpenuhi secara kualitas dan kuantitas (Sardjono, 2015). Metode pembedahan atau operasi tidak bisa sepenuhnya

mengangkat sel kanker dan berisiko menimbulkan rasa sakit dan infeksi (Age & Women, 2009), (National Cancer Institute, 2015). Metode kemoterapi dapat membunuh atau memperlambat pertumbuhan sel sehat yang tumbuh. Metode radioterapi dapat merusak sel sehat di sekitar kanker (Irwin & Cole, 2011), (National Cancer Institute, 2015). Pengobatan lain yang baru dikembangkan untuk mengobati kanker antara lain: terapi hormon dan imunoterapi. Namun, pengobatan tersebut tidak mampu mencegah penyebaran sel kanker dalam jaringan dan hanya bersifat preventif (Wahyuningsih, 2014). Hasil penelitian yang dilakukan oleh Zappa menunjukkan bahwa tidak ada keunggulan signifikan dari pengobatan tersebut karena masih memiliki efek samping yang buruk dan rata-rata kelangsungan hidup keseluruhan untuk pasien hanya sekitar 8-10 bulan (Zappa & Mousa, 2016).

Berdasarkan kelemahan metode pengobatan kanker diatas yang berdampak pada kematian sel sehat perlu dipilih sebuah alternatif untuk menangani kanker yang mampu memutus penyebaran sel kanker, namun memiliki risiko bahaya yang kecil pada jaringan sehat. Metode terapi tersebut yaitu *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT) yang dikenal dengan prinsip *selective targeting* (Novitasari et al., 2015), (Wahyuningsih, 2014). BNCT adalah radioterapi yang menggabungkan penargetan biologis dan radiasi *Linear Energy Transfer* (LET) yang tinggi (Farías, Rubén O. et al., 2014). BNCT dilakukan dengan metode penyuntikan (infusi) senyawa boron (B-10) kedalam jaringan yang terkena kanker. Ada dua metode infusi yaitu intravena (i.v) dan intracarotidly (i.c). Intravena merupakan penyuntikan senyawa boron melalui pembuluh vena sedangkan intracarotidly merupakan penyuntikan

senyawa boron melalui arteri carotid internal (Sauerwein & Wittig, 2012). Senyawa boron yang sudah digunakan untuk BNCT adalah BSH (*borocaptate sodium*) dan BPA (*boronophenylalanine*). BSH terakumulasi disekitar membran sel sedangkan BPA terakumulasi di dalam nukleus sel (Mukawa et al., 2011). Perbandingan konsentrasi boron pada sel kanker dan sel sehat adalah 10:1, sehingga terapi ini bersifat selektif karena peluang neutron bereaksi dengan boron yang terkonsentrasi lebih besar pada sel kanker dibandingkan sel sehat (Sauerwein & Wittig, 2012).

BNCT didasari dari reaksi tangkapan neutron dan reaksi fisi. B-10 nonradioaktif diirradiasi dengan neutron termal menghasilkan energi tinggi LET partikel (α), Li-7 dan sinar gamma (γ) (Zolfaghari & Sedaghatizadeh, 2015). Reaksi inti $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ menghasilkan partikel α dengan energi $150 \text{ keV}\mu\text{m}^{-1}$ dan ^7Li $175 \text{ keV}\mu\text{m}^{-1}$ (Moss, 2014). Setelah bereaksi dengan neutron, B-10 berubah menjadi B-11 yang bersifat metastabil. B-11 mempunyai waktu paruh yang sangat singkat yaitu 10^{-12} detik sedangkan Li-7 mempunyai waktu paruh selama 10^{-5} detik (Zolfaghari & Sedaghatizadeh, 2015). Efek destruktif terjadi dalam waktu yang sangat singkat, dengan LET tinggi pada rentang 5-10 μm pada jaringan (Farías, R. O. et al., 2015). Jejak LET tersebut setara dengan diameter sel $<10 \mu\text{m}$ (*single cell*) (Barth et al., 2012). Agar terjadi reaksi tangkapan neutron dengan inti B-10 diperlukan sumber neutron yang sesuai standar *International Atomic Energy Agency* (IAEA). Ada dua jenis neutron yang dapat digunakan sebagai sumber neutron dalam BNCT yaitu neutron termal dan neutron epitermal (Krstic, Dragana et al., 2014). Neutron termal biasanya digunakan untuk sel kanker yang terletak di permukaan kulit (*superficial*). Neutron epitermal digunakan untuk pengobatan

kanker pada kedalaman 8-10 cm dari permukaan kulit (Vallenry, 2014). Neutron epitermal akan termoderasi oleh jaringan tubuh (terutama yang memiliki kandungan air yang banyak), sehingga akan mencapai sel kanker dalam bentuk neutron termal. Agar dapat digunakan untuk terapi BNCT sehingga tidak membahayakan jaringan sehat lainnya maka harus memenuhi parameter berkas neutron diantaranya intensitas neutron epitermal dan kualitas berkas sinar (Sauerwein & Moss, 2009).

Minat dalam BNCT telah mengalami perkembangan signifikan dalam beberapa tahun terakhir (Bavarnegin et al., 2013). Pengembangan teknologi dan aplikasi BNCT di dunia sudah tersebar di 20 rumah sakit untuk 13 negara seperti Finlandia, Jepang, USA, Netherland, Swedia, Taiwan, China, Jepang, Korea Selatan, dan beberapa negara lainnya. Saat ini, beberapa negara di dunia sedang fokus dalam mengembangkan penelitian BNCT termasuk Indonesia (Sardjono, 2015). BNCT telah dilakukan untuk mengobati kanker paru-paru tipe NSCLC yang memberikan pengobatan secara aman dan berpotensi efektif. BNCT menjadi pilihan potensial bagi tumor yang tidak dapat diangkat melalui pembedahan atau tidak dapat diobati karena lokasinya, stadium atau keseluruhan status pasien (Farías, Rubén O. et al., 2014). Studi praklinis telah dilakukan pada hewan kecil di MIT (AS) dengan tujuan untuk menilai toleransi paru normal terhadap BNCT dan memahami toksisitas paru-paru manusia selama pengobatan (Kiger et al., 2004). Di Jepang, studi praklinis menunjukkan bahwa BNCT layak dilakukan untuk kanker paru-paru dengan menggunakan sumber neutron epitermal (Matsumoto, 2007), tanpa menyebabkan toksisitas pada paru-paru yang sehat dan jaringan lainnya yang

terlibat (Suzuki et al., 2012). Di Universitas Pavia (Italia), sebuah studi tentang BNCT untuk metastase paru dalam model tikus menunjukkan bahwa rasio antara konsentrasi boron pada tumor dan pada paru normal sesuai untuk pengobatan yang aman dan efektif (Bortolussi et al., 2011). Hasil ini juga dilengkapi dengan penelitian Trivillin yang menunjukkan bahwa nilai konsentrasi boron pada paru-paru sangat berguna baik yang menggunakan BPA atau *decahydrodecaborate* (GB-10) atau kombinasi (Trivillin et al., 2014).

Ketepatan BNCT ditentukan oleh besar dosis untuk membunuh kanker. Salah satu perangkat lunak yang dapat melakukan perhitungan dosis pada BNCT adalah *Particle and Heavy Ion Transport code System* (PHITS). PHITS merupakan sistem perencanaan pengobatan Monte-Carlo yang baru dikembangkan berdasarkan teknologi dasar *JAEA Computational Dosimetry System* (JCDS) (Kumada et al., 2009). Hal ini dapat digunakan untuk mengevaluasi dosis yang diserap ke setiap organ dalam referensi phantom (Petoussi-Henss et al., 2010) serta menghitung lintasan (*track*) partikel (Oktajianto & Setiawati, 2016). Kode PHITS telah digunakan untuk penelitian terkait dengan BNCT (Kumada et al., 2015), (Takada et al., 2014).

B. Identifikasi Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan, dapat diidentifikasi beberapa masalah sebagai berikut:

1. Kanker paru-paru merupakan penyebab pertama kematian akibat kanker pada pria dan penyebab kedua kematian akibat kanker pada wanita di seluruh dunia.

2. Kanker paru-paru masih memiliki prognosis yang buruk, dimana lebih dari separuh orang yang didiagnosis menderita kanker paru-paru meninggal dalam waktu satu tahun setelah didiagnosis dan kelangsungan hidup 5 tahun kurang dari 18%.
3. Pengobatan yang telah dilakukan sampai saat ini yaitu bedah onkologis, kemoterapi, dan radioterapi ataupun gabungan dari terapi-terapi tersebut. Namun, sayangnya pengobatan tersebut belum terpenuhi secara kualitas dan kuantitas.
4. Metode pengobatan BNCT merupakan metode baru yang dapat membunuh sel kanker dengan efektif tanpa merusak jaringan sehat di sekitarnya. Namun, belum ada perhitungan dosis untuk pengobatan kanker paru-paru.
5. Belum diketahui waktu iradiasi efektif untuk pengobatan kanker paru-paru menggunakan sumber *beam port* tembus radial Reaktor Kartini.

C. Batasan Masalah

Pada penelitian ini permasalahan dibatasi oleh:

1. Jenis kanker paru-paru yang dipilih adalah *Non-Small Cell Lung Cancer* (NSCLC).
2. Letak tumor di bagian tengah lobus kanan paru-paru.
3. Ditunjukkan pada penderita kanker paru-paru Stadium IA dimana kanker masih berada di dalam paru-paru dan belum menyebar ke kelenjar getah bening, bronkus, otot dan jaringan di sekitarnya.
4. Ukuran tumor berdiameter 3 cm.

5. Ukuran dan bentuk geometri paru-paru mengikuti *Phantom Oak Ridge National Laboratory* (ORNL) pada pria asia dewasa.
6. Menggunakan sumber neutron termal dari *beam port* tembus radial Reaktor Kartini.
7. Simulasi menggunakan perangkat lunak *Particle and Heavy Ion Transport code System* (PHITS).
8. Konsentrasi boron yang digunakan yaitu sebesar 30 sampai dengan 70 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.

D. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang dan identifikasi masalah, maka permasalahan yang muncul dapat dirumuskan sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh konsentrasi boron terhadap laju dosis total untuk pengobatan kanker paru-paru?
2. Bagaimana pengaruh konsentrasi boron terhadap lamanya waktu iradiasi untuk pengobatan kanker paru-paru?

E. Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap laju dosis total untuk pengobatan kanker paru-paru.
2. Mengetahui pengaruh konsentrasi boron terhadap lamanya waktu iradiasi untuk pengobatan kanker paru-paru.

F. Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah:

1. Pengembangan ilmu pengetahuan dalam pemanfaatan dan penggunaan teknologi BNCT untuk terapi kanker di Indonesia.
2. Dapat dimanfaatkan sebagai referensi untuk keperluan uji *in vivo* dan *in vitro* pada BNCT menggunakan sumber dari Reaktor Kartini.
3. Dapat dijadikan acuan bagi penelitian selanjutnya mengenai pengobatan kanker paru-paru dengan *Boron Neutron Capture Therapy* (BNCT).

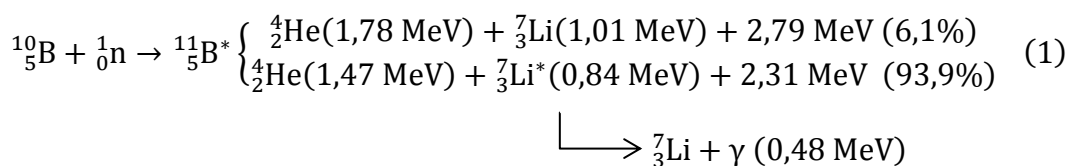
BAB II

KAJIAN PUSTAKA

A. Kajian Teori

1. Boron Neutron Capture Therapy

Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) merupakan terapi radiasi menggunakan reaksi nuklir yaitu ketika nuklida nonradioaktif B-10 diradiasi dengan menggunakan neutron berenergi rendah (neutron termal). Ada dua prosedur utama dalam terapi BNCT yaitu pasien diinjeksi dengan pembawa boron yaitu senyawa BPA atau BSH atau GB-10 pada lokasi tumor dan volume target tumor diiradiasi dengan neutron termal atau epitermal (Sakurai et al., 2015). Neutron termal biasanya digunakan untuk sel kanker yang terletak di permukaan kulit (*superficial*). Neutron epitermal digunakan untuk pengobatan kanker pada kedalaman 8-10 cm dari permukaan kulit (Vallenry, 2014). Berikut reaksi nuklir dalam terapi BNCT (Sauerwein & Moss, 2009):



Skema di atas menjelaskan reaksi antara neutron termal dengan B-10 yang menghasilkan isotop B-11. Isotop B-11 bersifat tidak stabil dan meluruh dalam waktu yang sangat singkat yaitu 10^{-12} detik. Peluruhan isotop B-11 dapat terjadi dalam dua bentuk. Pertama, dihasilkan partikel alpha dan inti lithium dalam keadaan dasar. Kedua, dihasilkan partikel alpha dan inti lithium dalam keadaan

terekstasi dan menjadi inti stabil dengan melepaskan radiasi gamma (Ardana, 2015). Hasil pertama (6,1%) memberi energi kinetik sebesar (2,79 MeV) dengan ^4He (1,78 MeV) dan ^7Li (1,01 MeV), sedangkan yang kedua (93,9%) memberi energi kinetik sebesar (2,31 MeV) dengan ^4He (1,47 MeV) dan ^7Li (0,84 MeV). ^7Li yang terekstasi pada reaksi kedua juga menghasilkan foton γ dengan energi (0,48 MeV). Kedua partikel ini ^4He dan ^7Li masing-masing memiliki jangkauan sebesar 5 dan 10 μm (Purwantoro, 2016).

Kedua partikel hasil reaksi $^{10}\text{B}(n, \alpha) ^7\text{Li}$ memiliki sifat karakteristik *Linear Energi Transfer* (LET) tinggi dan dapat merusak jaringan tumor hingga susunan komponen sel kanker. LET merupakan suatu parameter yang menunjukkan jumlah energi yang dikirimkan per unit panjang dari jejak. Energi partikel alfa yang terdeposisi memiliki nilai LET 150 keV/ μm , sementara ^7Li memiliki LET 175 keV/ μm . Panjang lintasan kedua partikel memiliki rentang 5 – 10 μm , sehingga hanya merusak sel kanker saja (Sauerwein & Moss, 2009). Pada BNCT, radiasi dengan LET rendah terjadi pada jaringan-jaringan sehat, sedangkan LET tinggi pada jaringan kanker (Gautam, 2014).

Salah satu syarat penting agar BNCT dapat berjalan dengan sukses yaitu diperlukan pembawa senyawa boron yang memenuhi kriteria sebagai berikut: memiliki toksisitas rendah untuk mencegah kerusakan jaringan normal, memiliki target spesifik tertentu pada sel tumor, dan pembersihan dari darah serta jaringan normal dengan cepat, tetapi terdapat cukup pada sel tumor selama aplikasi BNCT. Sejauh ini, praktik klinis telah mengandalkan dua pembawa senyawa boron utama yaitu sodium *borocaptate* ($\text{Na}_2\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$) (BSH) dan *boronophenylalanine* (BPA).

Kemudian ketiga ditemukan pembawa senyawa baru yaitu GB-10 ($\text{Na}_2^{10}\text{B}_{10}\text{H}_{10}$) yang baru-baru ini telah disetujui oleh *Food and Drug Administration* (FDA). Senyawa BNCT ini memiliki toksisitas lebih rendah dibandingkan dengan senyawa BNCT generasi sebelumnya yaitu asam borat dan derivatifnya. Selain itu, senyawa BNCT ini juga dapat terlokalisasi dalam sel tumor lebih lama (Laurentia & Rodica. Anghel, 2016).

2. Kanker Paru-Paru

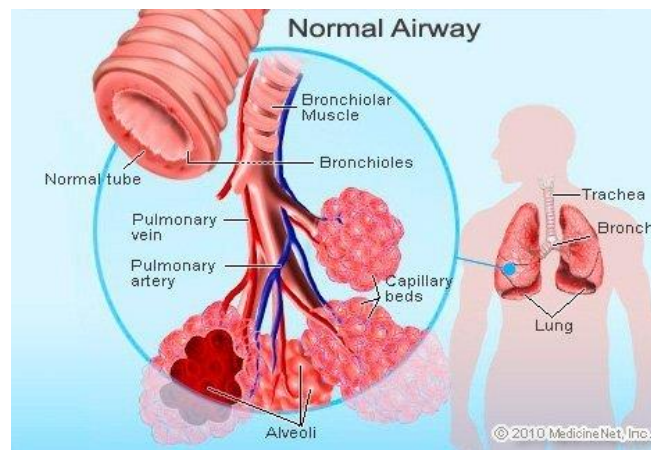
Paru-paru adalah organ yang berfungsi untuk menyebarkan oksigen ke dalam darah saat menghirup napas dan membuang karbondioksida saat menghembuskan napas. Paru-paru adalah organ berupa sepasang spons yang berisi udara dan terletak di kedua sisi dada. Struktur organ paru-paru ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. Struktur Organ Paru-paru (MedicineNet, 2010).

Trakea (batang tenggorok) menghembuskan udara yang dihirup ke paru-paru melalui cabang-cabang tubulusnya, yang disebut bronkus. Bronkus kemudian membelah menjadi cabang-cabang yang lebih kecil dan lebih kecil (*bronchioles*)

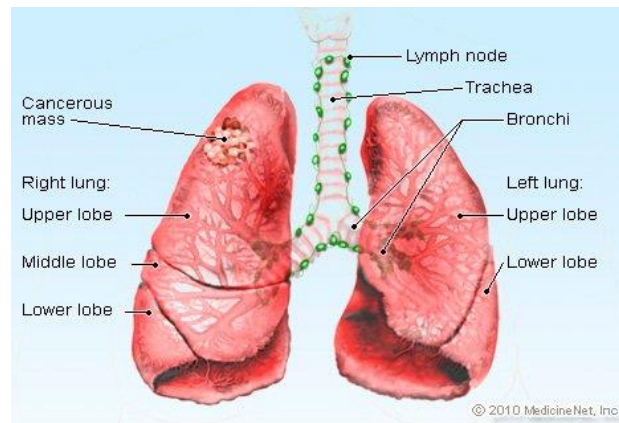
sampai pada mikroskopis. *Bronchioles* akhirnya berakhir di tempat kantung udara yang disebut alveoli. Struktur *Bronchioles* ditunjukkan pada Gambar 5. Di dalam alveoli, oksigen dari udara diserap ke dalam darah dan karbon dioksida dilepaskan dari darah ke alveoli. Paru-paru ditutupi oleh lapisan jaringan tipis yang disebut pleura. Lapisan tipis ini berfungsi sebagai pelumas yang memungkinkan paru-paru tergelincir dengan lancar saat mengembang dan berkontraksi pada setiap bernapas (Stoppler, 2010).



Gambar 5. Struktur *Bronchioles* (MedicineNet, 2010).

Kanker paru-paru adalah suatu kondisi dimana sel-sel tumbuh secara tidak terkendali di dalam paru-paru. Sel-sel ini tidak dapat berfungsi seperti sel paru-paru yang sehat dan ketika tumbuh sel-sel ini dapat membentuk tumor dan mengganggu fungsi paru-paru, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 6 (Stoppler, 2010). Kanker paru-paru merupakan salah satu jenis kanker yang paling umum terjadi. Kondisi ini kebanyakan diderita oleh para perokok aktif dan pasif. Pada tahap awal, tidak ada tanda atau gejala kanker paru-paru yang jelas. Tapi kemudian pada tahap berikutnya akan ada gejala seperti batuk secara berkelanjutan hingga mengalami batuk darah,

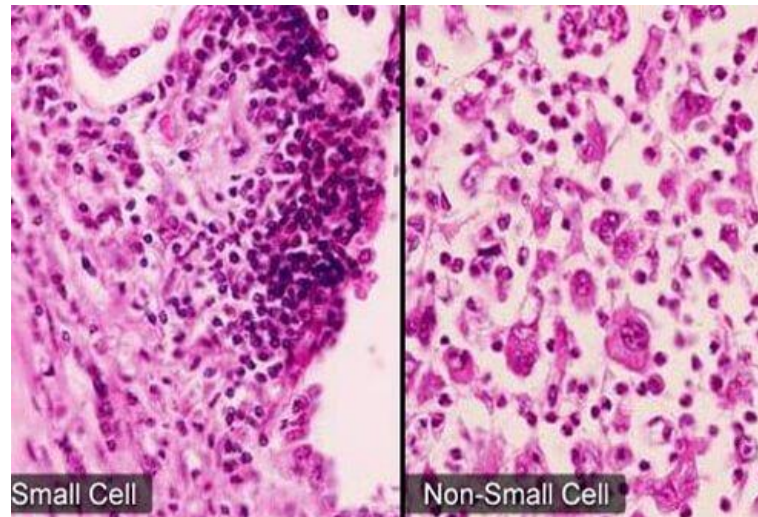
selalu merasa kehabisan napas, kelelahan tanpa alasan, dan penurunan berat badan akan muncul. Berdasarkan data WHO, kanker paru-paru adalah salah satu jenis kanker yang paling sering menyerang laki-laki Indonesia (Alodokter, 2016).



Gambar 6. Kanker paru-paru (MedicineNet, 2010).

Berdasarkan data *Globocan* atau *International Agency for Research on Cancer* (IARC) pada tahun 2012, di Indonesia terdapat 25.322 kasus kanker paru-paru yang menimpa pria dan 9.374 kasus yang menimpa wanita. Hasil penelitian pada 100 Rumah Sakit di Jakarta menunjukkan bahwa kanker paru merupakan kasus kanker terbanyak pada laki-laki, dan nomor empat terbanyak pada wanita (Alodokter, 2016). Terdapat dua jenis kanker paru-paru berdasarkan jenis selnya, yaitu *Small-Cell Lung Cancer* (SCLC) yaitu kanker paru-paru yang bersifat ganas dan *Non-Small-Cell Lung Cancer* (NSCLC) yaitu kanker paru-paru yang bersifat jinak, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 7 (Alodokter, 2016), (Schiller et al., 2010). Kanker paru-paru SCLC mencakup 15%, sedangkan NSCLC mencakup 85% dari kanker paru-paru (Schiller et al., 2010), (Zappa & Mousa, 2016). Kanker paru-paru SCLC biasanya hanya menimpa para perokok berat dan penyebarannya

lebih cepat dibandingkan dengan kanker paru-paru non-sel kecil NSCLC (Alodokter, 2016).



Gambar 7. Jenis Kanker Paru-paru SCLC dan NSCLC (MedicineNet, 2010).

Penyebab paling umum kanker paru-paru adalah paparan dalam jangka waktu yang lama terhadap asap tembakau, yang menyebabkan 80–90% kanker paru (Schiller et al., 2010). Bukan perokok mencapai angka 10–15% dari kasus kanker paru-paru, dan kasus ini biasanya disebabkan oleh kombinasi antara faktor genetik, gas radon, asbestos, dan polusi udara termasuk asap rokok pasif. Kanker paru-paru dapat dilihat melalui foto rontgen dada dan tomografi komputer (*CT scan*). diagnosis dapat dipastikan dengan biopsi yang biasanya dilakukan melalui prosedur bronkoskopi atau dipandu dengan CT. Perawatan dan hasil dalam jangka panjang tergantung pada tipe kanker, stadium (tingkat penyebaran), dan keadaan kesehatan pasien secara keseluruhan, diukur berdasarkan kondisi umum (Wikipedia, 2017). Tabel 1 menunjukkan klasifikasi stadium kanker paru-paru berdasarkan *Tumor Nodule Metastasis* (TNM).

Tabel 1. Klasifikasi Stadium Kanker Paru-Paru Berdasarkan TNM oleh American Joint Committee on Cancer (AJCC) (Goldstraw et al., 2015), (Tsim et al., 2010), (Weaver, 2017), (Zheng, 2016).

STADIUM	T	N	M
IA	T ₁	N ₀	M ₀
IB	T ₂	N ₀	M ₀
IIA	T ₁	N ₁	M ₀
IIB	T ₂	N ₁	M ₀
	T ₃	N ₀	M ₀
IIIA	T ₃	N ₁	M ₀
	T ₁₋₃	N ₂	M ₀
IIIB	T ₁₋₄	N ₃	M ₀
	T ₄	N ₀₋₃	M ₀
IV	T ₁₋₄	N ₁₋₃	M ₁

Keterangan;

T₁ : Tumor berdiameter ≤ 3 cm

T₂ : Tumor berdiameter 3-5 cm atau ukuran berapapun yang sudah menyerang ke pelura viseralis atau mengakibatkan ateletakis yang meluas ke hilus

T₃ : Tumor berdiameter 5-7 cm atau ukuran berapapun yang telah meluas ke dinding dada, diafragma, pleura mediastinalis, dan perikardium parietal

T₄ : Tumor berdiameter ≥ 7 atau ukuran berapapun yang telah meluas ke mediastinum, jantung, pembuluh darah besar, trakea, esofagus, korpus vertebra, rongga pleura/perikardium, satelit nodul ipsilateral.

- N₀ : Tidak ada metastatis pada kelenjar bening
- N₁ : Metastatis pada mediastinal ipsilaterat dan/atau kelenjar hilus ipsilateral
- N₂ : Metastatis pada mediastinal ipsilateral atau kelenjar getah bening subkarina
- N₃ : Metastatis pada mediastinal atau kelenjar getah bening hilus kontralateral; kelenjar getah bening skalenus; supraklavikular ipsilateral; kontralateral
- M₀ : Tidak adanya metastatis jauh
- M₁ : Adanya metastatis ke organ yang jauh (misal: otak)

Kanker paru-paru masih memiliki prognosis yang buruk. Tabel 2 menunjukkan prognosis kanker paru-paru berdasarkan tingkat stadiumnya secara global.

Tabel 2. Prognosis Kanker Paru-paru (American Cancer Society's, 2017).

Stadium	Bertahan dalam 5 tahun
IA	49%
IB	45%
IIA	30%
IIB	31%
IIIA	14%
IIIB	5%
IV	1%

3. Dosis pada BNCT

BNCT akan memberikan sejumlah dosis pada jaringan target. Dosis dapat dibagi menjadi empat berdasarkan jenis interaksinya, yaitu:

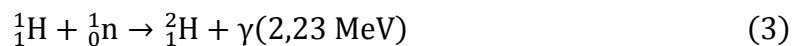
a. Dosis hamburan neutron dari reaksi ${}^1\text{H}(n, n')p$

Dosis ini diberikan dari interaksi neutron epitermal dan neutron cepat dengan jaringan. Energi ini berasal dari proton recoil dari interaksi antara neutron cepat dan neutron epitermal dalam reaksi ${}^1\text{H}(n, n')p$ seperti yang ditunjukkan pada persamaan (2).



b. Dosis foton dari reaksi ${}^1\text{H}(n, \gamma) {}^2\text{H}$

Dosis ini berasal dari reaksi antara neutron termal dengan ${}^1\text{H}$ dalam jaringan seperti yang ditunjukkan pada persamaan (3). Reaksi foton dengan energi sebesar 2,23 MeV dihasilkan pada reaksi ${}^1\text{H}(n, \gamma) {}^2\text{H}$.



c. Dosis proton dari reaksi ${}^{14}\text{N}(n, p){}^{14}\text{C}$

Dosis ini berasal dari reaksi antara neutron termal dengan ${}^{14}\text{N}$ dalam jaringan seperti yang ditunjukkan pada persamaan (4). Reaksi ${}^{14}\text{N}(n, p){}^{14}\text{C}$ akan menghasilkan proton dengan energi sekitar 0,66 MeV ke dalam jaringan.



d. Dosis boron dari reaksi $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha) ^7\text{Li}$

Dosis ini merupakan dosis utama BNCT yang berasal dari reaksi serapan neutron termal ^{10}B pada reaksi $^{10}\text{B}(\text{n}, \alpha) ^7\text{Li}$ seperti yang ditunjukkan pada persamaan (1). Reaksi ini menghasilkan partikel alfa dan ion ^7Li dengan energi rata-rata sekitar 2,33 MeV (Purwantoro, 2016).

Keempat dosis ini memiliki komponen radiasi yang berbeda-beda, hal ini menyebabkan efek biologis yang juga berbeda-beda pada tumor dan jaringan lainnya. Keempat dosis ini harus dikalikan dengan faktor bobot sesuai jenis dosisnya. Ada 3 macam faktor bobot yang perlu dikenal, yaitu:

a. *Relative Biological Effectiveness* (RBE)

RBE merupakan rasio dosis antara suatu radiasi uji dengan radiasi referensi dalam uji radiasi yang akan memberikan efek biologis yang sama. Radiasi referensi yang biasa digunakan saat ini adalah sinar x-ray 250 keV.

b. *Compound Biological Effectiveness* (CBE) atau *Compound Factor* (CF)

RBE dapat digunakan jika pemberian dosis yang terserap dapat ditentukan seperti pada radiasi dengan pancaran langsung ke jaringan. Prinsip ini tidak dilakukan reaksi neutron termal dan boron pada BNCT karena distribusi konsentrasi B-10 yang tidak merata dan kecilnya jarak interaksi alfa dan ion Li. Nilai CBE digunakan untuk menilai efek biologis dari senyawa boron dalam BNCT.

c. *Dose Reduction Factor (DRF)*

Dalam penyinaran yang mengandung radiasi gamma, kerusakan jaringan yang disebabkan oleh dosis gamma dapat menjalani perbaikan oleh sel-sel jaringan. DRF ini diperlukan khususnya untuk laju dosis gamma yang rendah.

Komponen dosis boron reaksi $^{10}\text{B}(n, \alpha) ^7\text{Li}$ akan memerlukan CBE karena sifat-sifat persebaran boron sedangkan dosis lainnya akan menggunakan RBE. Dosis total yang akan diterima jaringan merupakan hasil jumlah dari keempat dosis tersebut dikalikan dengan faktor bobotnya masing-masing (Purwantoro, 2016).

4. Reaktor Kartini

Reaktor Kartini merupakan reaktor penelitian yang berlokasi di Depok, Sleman, Yogyakarta. Reaktor Kartini dioperasikan oleh Pusat Sains dan Teknologi Akselerator, Badan Tenaga Atom Nasional (PSTA BATAN) Yogyakarta. Reaktor Kartini merupakan reaktor jenis *Training Research Isotopes Production by General Atomic* (TRIGA) Mark II. Berdasarkan rancangannya reaktor ini mampu dioperasikan dengan daya 250 kW. Desain Reaktor Kartini berdasarkan pada sistem reaktor kolam (*pool type reactor*) dengan bahan bakar panduan U-ZrH (Uranium-Zirkonium Hidrida). Kriteria keluaran neutron yang ditetapkan IAEA ditunjukkan oleh Tabel 3.

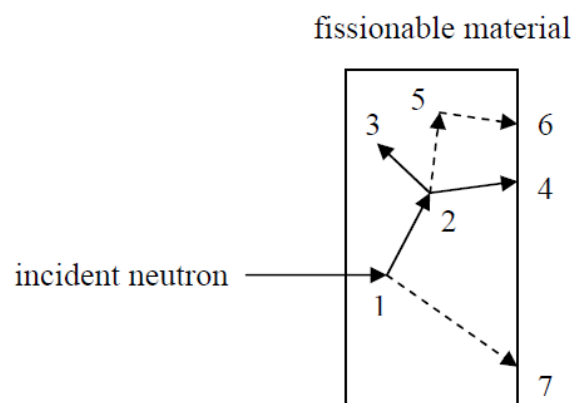
Tabel 3. Keluaran Kolom Termal Rekomendasi IAEA
(Sauerwein & Moss, 2009)

Parameter	Lambang (satuan)	Rekomendasi IAEA
Fluks neutron epitermal	Φ_{epi} (n.cm ⁻² .s ⁻¹)	$>1,65 \times 10^9$
Dosis neutron cepat per fluks neutron epitermal	\bar{D}_f/Φ_{epi} (n.cm ⁻² .s ⁻¹)	$<1,59 \times 10^{-13}$
Doiss gamma per fluks neutron epitermal	$\bar{D}_\gamma/\Phi_{epi}$ (n.cm ⁻² .s ⁻¹)	$<1,16 \times 10^{-13}$
Rasio antara fluks termal dan fluks epitermal	Φ_{th}/Φ_{epi} (n.cm ⁻² .s ⁻¹)	$<0,007$
Rasio antara arus neutron dan fluks neutron	J/Φ_{epi} (n.cm ⁻² .s ⁻¹)	$>0,72$

5. Metode Monte Carlo

Metode Monte Carlo merupakan Metode Probabilistik yang memiliki satu atau beberapa variabel random dalam inputnya. Random input ini akan menghasilkan output yang random pula. Pada metode ini untuk mendapatkan parameter fluks neutron skalar dapat memanfaatkan parameter panjang lintasan (track-length estimation) neutron selama simulasi berlangsung. Yang dilakukan ketika kita melakukan simulasi Monte Carlo adalah mengikuti sejarah hidup neutron semenjak terbentuk dari sumber atau rekasi pembelahan, berpindah ke bahan, hingga akhirnya hilang karena mengalami reaksi penyerapan atau keluar dari sistem yang diamati. Metoda Monte Carlo secara khusus digunakan untuk mendapatkan detail peristiwa seperti panjang lintasan neutron sebelum interaksi, jenis isotop yang berinteraksi dengan neutron, reaksi yang terjadi antara neutron

dan isotop, arah dan energi neutron yang terjadi setelah reaksi, dan jumlah neutron yang terbentuk (apabila terjadi reaksi pembelahan). Gambaran perjalanan neutron dalam simulasi Monte Carlo dapat dilihat pada Gambar 8.



Gambar 8. Perjalanan Neutron dalam Simulasi Monte Carlo.

Keterangan:

1. Neutron terhambur dan produksi foton
2. Fisi dan produksi foton
3. Tangkapan neutron
4. Neutron bocor (keluar slab)
5. Hamburan foton
6. Foton bocor (keluar slab)
7. Tangkapan foton

Gambar 8 merepresentasikan peristiwa acak untuk sebuah neutron yang datang pada bahan material yang dapat mengalami fisi. Angka diantara 0 dan 1 dipilih secara acak untuk menentukan apa dan dimana interaksi terjadi, berdasarkan

pada aturan fisika dan probabilitas data transport yang mengatur proses dan material yang terlibat. Dalam contoh ini, tumbukan neutron terjadi pada peristiwa 1 (neutron keluar dari sumber kemudian berinteraksi dengan materi). Neutron dihamburkan dalam arah yang ditunjukkan, yang dipilih secara acak dari distribusi hamburan fisis. Sebuah foton juga diproduksi dan sementara disimpan atau *banked* untuk analisis berikutnya. Pada peristiwa 2, fisi terjadi, menghasilkan penghentian neutron datang dan menghasilkan dua neutron baru serta sebuah foton. Satu neutron dan foton disimpan (*banked*) untuk analisis berikutnya. Neutron fisi pertama ditangkap (energi partikel terserap seluruhnya oleh materi) pada peristiwa 3 dan dihentikan. Neutron *banked* sekarang digunakan kembali, dan dengan sampling acak, keluar (bocor) pada peristiwa 4. Foton hasil fisi bertumbukan pada peristiwa 5 dan keluar (bocor) pada peristiwa 6. Foton sisa yang dihasilkan pada peristiwa 1 sekarang digunakan dan ditangkap pada peristiwa 7. Semakin banyak sejarah yang diikuti (disimulasikan), distribusi neutron dan foton semakin diketahui. Kuantitas yang dicari (tally) dikalkulasi, bersamaan dengan estimasi presisi statistik (ketidakpastian) hasil. Simulasi akan berhenti menghitung interaksi partikel, jika partikel keluar dari sistem atau energi partikel habis karena terserap oleh materi.

6. PHITS

PHITS merupakan sistem perencanaan pengobatan Monte-Carlo yang baru dikembangkan berdasarkan teknologi dasar *JAEA Computational Dosimetry System* (JCDS) (Kumada et al., 2009). PHITS dapat digunakan untuk mengevaluasi langsung dosis yang diserap ke setiap organ dalam referensi phantom. Program

PHITS terdiri dari beberapa *input* yang dikenal dengan *section*, yang ditampilkan pada Tabel 4.

Tabel 4. *Section* pada *input* program PHITS.

Section	Keterangan
[title]	Judul
[parameters]	Macam-macam jenis parameter
[source]	Definisi <i>source</i>
[material]	Definisi <i>material</i>
[surface]	Definisi <i>surface</i>
[cell]	Definisi <i>cell</i>
[transform]	Definisi koordinat transformasi
[t-track]	Definisi <i>track length tally</i>
[t-cross]	Definisi <i>surface crossing tally</i>
[t-heat]	Definisi <i>heat developing tally</i>
[t-deposit]	Definisi <i>tally definition</i>
[end]	Bagian akhir dari masukan file

Berikut merupakan beberapa penjelasan *section* dalam program PHITS.

a. Title section

Merupakan judul dari program. Berisi informasi informasi tentang permasalahan yang sedang dimodelkan.

b. Parameters section

Merupakan macam-macam jenis parameter atau mode perhitungan, dimana dalam penelitian ini digunakan beberapa parameter yang dijelaskan pada Tabel 5.

Tabel 5. Parameter pada *input* program PHITS.

Parameter	Nilai	Keterangan
Icntl	(D=0)	Kontrol dasar
	=0	Perhitungan normal PHITS
	=8	Keluaran geometri dalam <i>xyz mesh tally</i> (keluaran berupa grafik)
	=10	Keluaran geometri dalam <i>reg mesh tally</i> (keluaran berupa grafik)
	=11	Keluaran dalam 3D [t-3dshow] <i>tally</i> (keluaran berupa grafik)
Maxcas	(D=10)	Jumlah history per 1 <i>batch</i> . Jumlah maksimum 2147483647
Maxbch	(D=10)	Jumlah <i>batch</i> . Jumlah maksimum sebesar 2147483647
Maxbnk	(D=10000)	Ukuran dari <i>bank array</i>

c. Source section

Merupakan bentuk dari sumber energi yang terdiri dari berbagai tipe yang dijelaskan pada Tabel 6.

Tabel 6. Tipe-tipe *source* pada program PHITS.

Tipe source	Keterangan
s-type = 1	Silinder
s-type = 4	Silinder dengan energi terdistribusi
s-type = 2	Persegi panjang
s-type = 5	Persegi panjang dengan energi terdistribusi

d. Material section

Merupakan komposisi dalam material dari suatu ruang fisis. Nomor material *m* memiliki batas maksimal pada angka 9999. Berikut format penulisan [material] pada penelitian ini.

Mm nucleus density nucleus density
nucleus density nucleus density

e. Surface section

Merupakan batas atau geometri dari *cell* yang dibuat. Dengan kata lain *surface* merupakan bentuk geometri yang berfungsi sebagai batasan dari permasalahan yang dimodelkan. Bentuk geometri yang digunakan dalam penelitian ini yaitu bidang, bola, silinder, dan elipsoid. Berikut format penulisan dalam *surface*.

Surface number transform number surface symbol surface definition

Surface number merupakan nomor *surface* yang nilainya terbatas dari 1 sampai dengan 999999. *Transform number* merupakan transformasi dari *surface* tersebut, apabila tidak ada transformasi, maka dapat dikosongkan. Jika terdapat maka menggunakan format transformasi TRn (dimana n merupakan nomor transformasi) pada [transform] section. *Surface symbol* yaitu simbol *surface* yang dijelaskan pada Tabel 7. *Surface definition* 1~15: bergantung pada *surfaceI*.

Tabel 7. Macam-macam *surface* pada PHITS.

Lambang	Tipe	Penjelasan	Persamaan	Input
P	bidang	umum	$Ax + By + Cz - D = 0$	$A \ B \ C \ D$
PX		tegak lurus sb. X	$x - D = 0$	D
PY		tegak lurus sb. Y	$y - D = 0$	D
PZ		tegak lurus sb. Z	$z - D = 0$	D
SO	Bola	titik pusat di 0,0,0	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
S		titik pusat di x,y,z	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z} \ R$
CX	silinder	pada sb. X	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CY		pada sb. Y	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CZ	elipsoid	pada sb. Z	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R
GQ		sembarang	$Ax^2 + By^2 + Cz^2 + Dxy + Eyz + Fxz + Gx + Hy + Jz + K = 0$	$A \ B \ C \ D$ $E \ F \ G \ H$ $J \ K$
SQ	elipsoid	paralel pada sb. X, Y, dan Z	$A(x - \bar{x})^2 + B(y - \bar{y})^2 + C(z - \bar{z})^2 + 2D(x - \bar{x}) + 2E(y - \bar{y}) + 2F(z - \bar{z}) + G = 0$	$A \ B \ C \ D$ $E \ F \ G$ $\bar{x} \ \bar{y} \ \bar{z}$

f. Cell section

Cell section berhubungan dengan *section* sebelumnya yaitu *material section* dan *surface section*. Hanya dapat menggunakan simbol C dan \$ sebagai komentar dalam *cell section*, sedangkan simbol # tidak dapat digunakan karena digunakan dalam data *cell definition*. *Cell section* terdiri dari beberapa data yaitu *cell number*, *material number*, *material density*, *cell definition*, dan *cell parameter*. *Cell number*

merupakan *nomor cell*, kita dapat menggunakan mulai dari angka 1 sampai dengan 999999. *Material number* menyatakan untuk *void* kita dapat mengeset dengan angka 0, -1 untuk luar batas, atau nomor material yang telah didefinisikan pada [material] section. *Material density* digunakan apabila *cell void* atau di luar batas maka *material density* dapat dikosongkan atau dilewati. Apabila *material density* memiliki nilai positif maka artinya adalah *particle density* dengan satuan [10^{24} atom/cm³], sedangkan apabila bernilai negatif maka berarti *mass density* dengan satuan [g/cm³].

Cell definition merupakan geometri cell yang didefinisikan dari nomor surface di [surface] section dan operator Boolean. Cell parameter menyatakan keterangan dari cell dengan menggunakan format katakunci=nilai. Dimana format kata kunci sebagai berikut, VOL(volume), TMP(temperatur), TRCL(transformasi), U(universe), LAT(lattice), dan FILL. (Niita et al., 2015). Berikut format penulisan cell section.

cell number mat. number mat. density cell def. cell parameter

B. Hasil Penelitian yang Relevan

Telah dilakukan penelitian mengenai pengukuran fluks neutron dan perhitungan laju dosis serta waktu iradiasi pada Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada kasus kanker paru-paru yang terletak pada lobus kiri dengan menggunakan program *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX). Sumber neutron yang digunakan adalah CNG. Variabel yang digunakan adalah konsentrasi B-10 pada jaringan target kanker dengan variasi 20; 25; 30; 35; 40 dan 45 µg/g

jaringan kanker. Variasi konsentrasi B-10 tersebut menghasilkan laju dosis masing-masing sebesar 0,003145; 0,003657; 0,00359; 0,00385; 0,0438 dan 0,00476 Gy/sec, dan waktu iradiasi yang dibutuhkan dalam terapi untuk masing-masing variabel adalah 375,34; 357,55; 287,58; 284,95; 237,84 dan 219,84 menit.

C. Kerangka Berpikir

Berdasarkan uraian di atas, akan dilakukan penelitian untuk simulasi terapi BNCT pada jaringan kanker paru-paru lobus kanan pria asia dewasa stadium IA dengan menggunakan sumber neutron dari *beam port* tembus radial Reaktor Kartini. Pembawa senyawa boron yang akan diinfusi ke tubuh pasien adalah BSH atau BPA. Selanjutnya dilakukan proses terapi BNCT dengan cara pasien yang sudah diinjeksi dengan BSH atau BPA diiradiasi dengan neutron di Reaktor Kartini dalam waktu yang akan ditentukan dalam penelitian ini, sehingga dosis yang akan diterima untuk membunuh jaringan kanker cukup.

BAB III

METODE PENELITIAN

A. Jenis dan Desain Penelitian

Penelitian ini merupakan penelitian simulasi komputer menggunakan program PHITS. Penelitian ini dilakukan dengan langkah-langkah sebagai berikut:

1. Melakukan studi pustaka.
2. Merancang geometri kanker paru-paru dan organ di sekitarnya mengikuti PHANTOM ORNL Pria Asia dewasa dalam kode MCNPX5 dengan menggunakan Notepad++ atau Crimson Editor dan ditampilkan dalam Visual Editor X22S. Pada pembuatan geometri dilakukan dengan langkah-langkah sebagai berikut:
 - a. Menentukan surface card
 - b. Menentukan material card
 - c. Menentukan cell card
3. Mengganti kode geometri dari MCNPX5 ke dalam kode PHITS.
4. Mendapatkan keluaran spektrum beamport dari penelitian sebelumnya yang kemudian akan digunakan sebagai source radiasi yang ditembakkan pada kanker paru-paru.
5. Menentukan beberapa data input dan perintah pada program PHITS sebagai berikut:
 - a. Menentukan parameter
 - b. Menentukan source

- c. Menentukan material
 - d. Menentukan mat name color
 - e. Menentukan surface
 - f. Menentukan cell
 - g. Menentukan volume
 - h. Menentukan transform
 - i. Menentukan multiplier
 - j. Menentukan Tally Track
 - k. Menentukan Tally Cross
6. Menjalankan program PHITS (running).
 7. Mendapatkan hasil running yaitu nilai fluks dan laju dosis neutron yang diterima oleh jaringan per kedalaman.
 8. Variasi dosis boron yaitu 30, 40, 50, 60, dan 70 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.
 9. Analisis data.
 10. Kesimpulan.

B. Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian dilaksanakan pada bulan Januari 2018 sampai dengan Juni 2018. Penelitian dilaksanakan di Pusat Sains dan Teknologi Akselerator Badan Tenaga Nuklir Nasional (PSTA BATAN) Yogyakarta, Perpustakaan Universitas Gajah Mada, Laboratorium Komputasi Fisika FMIPA UNY.

C. Variabel Penelitian

Dalam penelitian terdapat variabel bebas dan terikat sebagai berikut.

1. Variabel bebas dalam penelitian ini yaitu massa Boron dengan variasi 30, 40, 50, 60, dan 70 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker.
2. Variabel terikat dalam penelitian ini yaitu laju dosis serap pada organ kanker.

D. Instrumen Pengumpulan Data

Penelitian ini dilakukan dengan menjalankan serangkaian simulasi yang dijalankan menggunakan seperangkat Laptop dengan spesifikasi:

- Prosesor : Intel® Core™ i3-4030U CPU 1.90 GHz
- RAM : 2 GB
- Sistem Operasi : Windows 8.1 Pro N, 64-bit
- Produk Laptop : Asus
- Seri : X455L

Perangkat lunak yang digunakan:

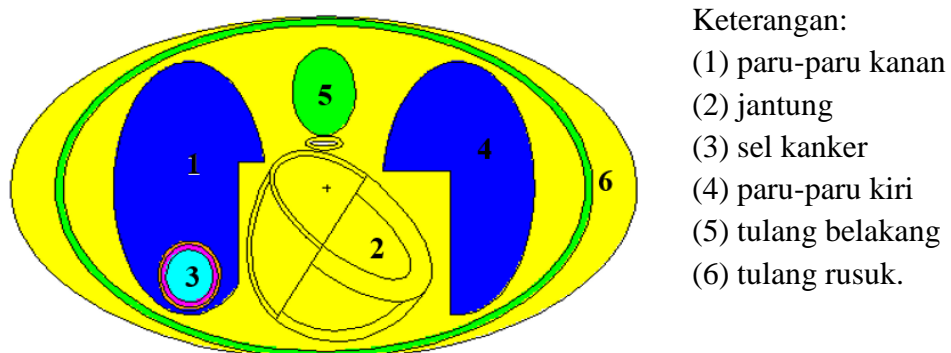
- Notepad++ v7.3.2
- Crimson Editor SVN286M
- Monte Carlo N-Particle version 5 (MCNP5)
- Visual Editor X22S
- Total Commander
- Command Prompt
- Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)
- OriginPro 8

E. Teknik Pengumpulan data

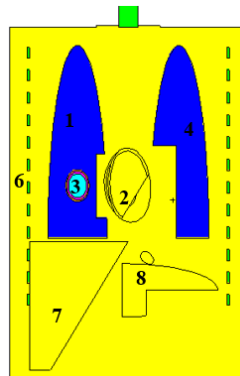
1. Model Organ

Geometri organ paru-paru berdasarkan Phantom *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL) untuk pria asia dewasa (Eckerman et al., 1996). Jenis kanker paru yang dipilih adalah *Non-Small-Cell Lung Cancer* (NSCLC). Sel kanker terletak di tengah lobus kanan paru-paru. Penelitian ini ditujukan untuk penderita kanker paru stadium IA dengan ukuran diameter 3 cm (Tsim et al., 2010), (Weaver, 2017), dimana kanker masih berada di dalam paru-paru dan belum menyebar ke kelenjar getah bening, bronkus, otot dan jaringan di sekitarnya (Alodokter, 2016). Ukuran paru-paru adalah ukuran paru Pria Dewasa (Eckerman et al., 1996).

Geometri phantom paru-paru dan organ sekitarnya serta sel kanker telah dirancang menggunakan MCNPX (X-5 Monte Carlo Team, 2003) yang ditampilkan dalam Visual Editor (VISED), seperti yang ditunjukkan pada Gambar 9, 10, 11, dan 12.



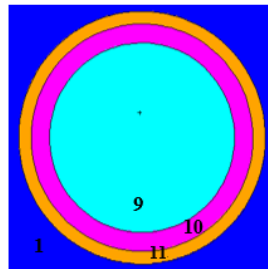
Gambar 9. Geometri phantom organ 2D tampak atas.



Keterangan:

- (1) paru-paru kanan
- (2) jantung
- (3) sel kanker
- (4) paru-paru kiri
- (6) tulang rusuk
- (7) hati
- (8) pankreas

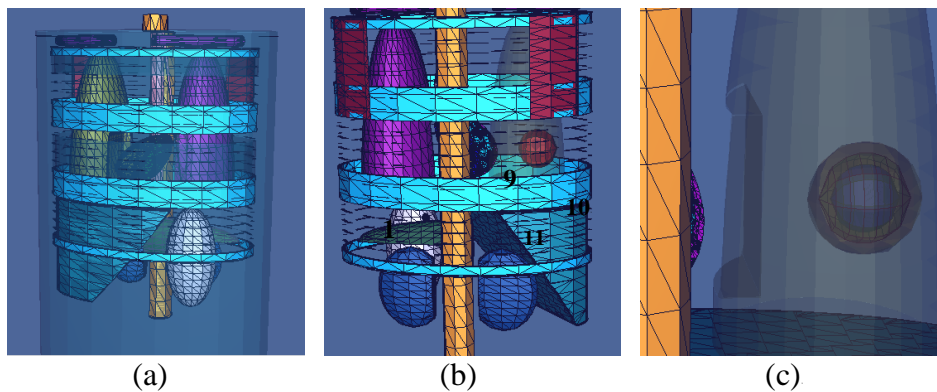
Gambar 10. Geometri phantom organ 2D tampak depan.



Keterangan:

- (1) paru-paru kanan
- (9) *Gross Tumor Volume* (GTV)
- (10) *Clinical Target Volume* (CTV)
- (11) *Planning Target Volume* (PTV)

Gambar 11. Geometri sel kanker.



Gambar 12. Geometri phantom 3D: (a) tampak dari depan tubuh, (b) tampak dari belakang tubuh, (c) sel kanker tampak lebih dekat

Geometri paru-paru dibangun dari bentuk setengah elips yang dikurangi dengan bagian *section removed*. Dimana bagian *section removed* pada paru-paru kiri lebih besar dibandingkan paru-paru kanan karena posisi jantung. Geometri paru-paru bagian kanan disajikan dalam persamaan matematis (5).

$$\left(\frac{x + x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z - z_0}{c}\right) \leq 1 \text{ dan } z \geq z_0 \quad (5)$$

Nilai a, b, c, x_0, z_0 disajikan dalam Tabel 8. Persamaan (5) berlaku juga untuk paru-paru bagian kiri, namun $(x + x_0)$ diganti dengan $(x - x_0)$ dan z_{1R} , z_{2R} , y_{2R} diganti dengan z_0 , z_{2L} , y_{2L} sesuai dengan data pada Tabel 9 (Cristy & Eckerman, 1987).

Tabel 8. Nilai a, b, c, x_0, z_0 pada phantom paru-paru untuk setiap umur
(Cristy & Eckerman, 1987).

Phantom	a	b	c	x_0	z_0
Bayi	1,89	3,68	7,41	2,70	13,42
Usia 1	2,69	4,88	10,53	3,74	19,08
Usia 5	3,47	5,63	13,99	4,87	25,35
Usia 10	3,82	6,30	17,42	5,91	31,57
15-Wanita Dewasa	4,09	6,98	20,55	7,33	39,21
Pria Dewasa	5,00	7,50	24,00	8,50	43,50

Tabel 9. Nilai $x_{1R}, y_{1R}, z_{1R}, z_{2R}, x_{1L}, y_{1L}, z_{2L}$ pada phantom paru-paru untuk setiap umur (Cristy & Eckerman, 1987).

Phantom	x_{1R}	y_{1R}	z_{1R}	z_{2R}	x_{1L}	y_{1L}	z_{2L}
Bayi	-2,30	0,75	14,15	17,85	+3,00	0,30	17,90
Usia 1	-2,90	0,70	20,10	24,60	+3,90	0,40	24,80
Usia 5	-3,50	1,00	26,90	32,30	+5,00	0,50	32,60
Usia 10	-4,10	1,30	33,40	39,60	+5,90	0,75	40,00
15-Wanita Dewasa	-5,00	1,20	41,60	48,50	+7,00	0,70	49,00
Pria Dewasa	-5,40	1,50	46,00	54,00	+8,00	1,00	55,00

Material phantom terdiri dari 3 jaringan yaitu paru-paru (warna biru), tulang (warna hijau), dan jaringan lunak (warna kuning), seperti yang ditunjukkan pada Gambar 10 (Krstic, D. et al., 2014). Sel kanker terdiri dari 3 bagian yaitu *Gross Tumor Volume* (GTV), (10) *Clinical Target Volume* (CTV), (11) *Planning Target Volume* (PTV). Sel kanker terakumulasi penuh di GTV (Ardana & Sardjono, 2017). CTV merupakan sel kanker yang hampir mirip dengan GTV, namun sebaran boron hanya setengah persen dari GTV, karena kanker yang terakumulasi pada CTV hanya setengah dari GTV. PTV merupakan sel yang memiliki karakteristik sama dengan jaringan sehat paru-paru. Geometri sel kanker disajikan dalam persamaan (6)

$$(x + 9)^2 + (y)^2 + (z - 50)^2 - r^2 = 0 \quad (6)$$

dimana $r = 1,5$ cm untuk GTV. $r = 2$ cm untuk CTV, dan $r = 2,5$ cm untuk PTV.

2. Pemilihan Material Phantom

Selain geometri yang berpengaruh terhadap volume sel card, faktor lain yang juga sangat berpengaruh adalah fraksi massa unsur-unsur penyusun jaringan yang akan diiradiasi oleh neutron termal. Fraksi massa komponen penyusun jaringan ini sangat berpengaruh karena masing-masing unsur memiliki nilaiampang lintang dengan neutron yang berbeda-beda, sehingga dosis di jaringan pun akan bervariasi (Siwi, 2013). Material-material dalam phantom ini dipilih semirip mungkin dengan jaringan-jaringan pada manusia. Informasi tentang material-material tersebut tersedia pada laporan *International Commission on Radiological Protection* (ICRP). Laporan tersebut berisi data fraksi massa tiap unsur pada jaringan-jaringan seperti paru-paru, jaringan lunak, dan tulang yang cocok digunakan untuk simulasi. Berikut Tabel 11 dan 12 adalah daftar unsur-unsur untuk material phantom yang akan digunakan untuk simulasi dalam penelitian ini.

Tabel 10. Fraksi massa tiap unsur pada jaringan paru-paru, jaringan lunak, dan jaringan tulang/otot (McConn et al., 2011).

Unsur	Kode dalam program	Fraksi Massa		
		Paru-paru	Jaringan Lunak	Tulang / Otot
H	1001	0,101278	0,104472	0,100637
C	6012	0,102310	0,232190	0,107830
N	7014	0,028650	0,024880	0,027680
O	8016	0,757072	0,630238	0,754773
Na	11023	0,001840	0,001130	0,000750
Mg	12024	0,000730	0,000130	0,000190

Unsur	Kode dalam program	Fraksi Massa		
		Paru-paru	Jaringan Lunak	Tulang / Otot
P	15031	0,000800	0,001330	0,001800
S	16032	0,002250	0,001990	0,002410
Cl	17035	0,002660	0,001340	0,000790
K	19039	0,001940	0,001990	0,003020
Ca	20040	0,000090	0,000230	0,000030
Fe	26056	0,000370	0,000050	0,000040
Zn	30065	0,000010	0,000030	0,000050

Tabel 11. Komponen utama penyusun jaringan kanker (Siwi, 2013).

Unsur	Kode dalam program	Fraksi Massa
H	1001	0,099
C	6012	0,269
N	7014	0,045
O	8016	0,569
P	15031	0,018

3. Sumber neutron

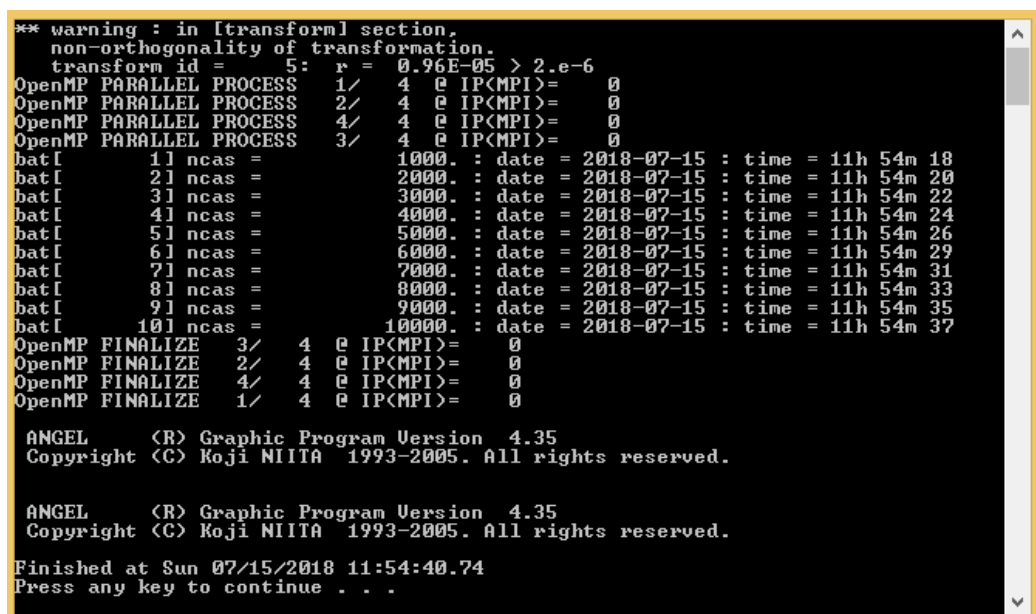
Sumber neutron diperoleh dari perancangan kolimator di Reaktor Kartini untuk BNCT yang dioperasikan pada 100 kW (Vallenry, 2014). Desain kolimator dibuat oleh M. Ilma Muslih (2014). Data sumber neutron terdapat pada lampiran *listing* program yang merupakan hasil penelitian sebelumnya.

4. Input PHITS

Data input pada program PHITS terdiri dari beberapa *section* yaitu *title*, *parameters*, *source*, *material*, *mat name color*, *surface*, *cell*, *volume*, *transform*, *multiplier*, *tally track* dan *tally cross*. Data input dilakukan pada Notepad++ dan kemudian disimpan dengan ekstensi ****.inp*.

5. Running PHITS

Running PHITS dieksekusi melalui *command prompt* (cmd) dengan cara klik kanan pada file program ****.inp* kemudian pilih *Send to > PHITS*. Contoh proses running hingga selesai dengan maxcas 1000 dan maxbch 10 ditunjukkan pada Gambar 13.



```
** warning : in [transform] section,
non-orthogonality of transformation.
transform id = 5: r = 0.96E-05 > 2.e-6
OpenMP PARALLEL PROCESS 1/ 4 @ IP(MPI)= 0
OpenMP PARALLEL PROCESS 2/ 4 @ IP(MPI)= 0
OpenMP PARALLEL PROCESS 4/ 4 @ IP(MPI)= 0
OpenMP PARALLEL PROCESS 3/ 4 @ IP(MPI)= 0
bat[ 1] ncas = 1000. : date = 2018-07-15 : time = 11h 54m 18
bat[ 2] ncas = 2000. : date = 2018-07-15 : time = 11h 54m 20
bat[ 3] ncas = 3000. : date = 2018-07-15 : time = 11h 54m 22
bat[ 4] ncas = 4000. : date = 2018-07-15 : time = 11h 54m 24
bat[ 5] ncas = 5000. : date = 2018-07-15 : time = 11h 54m 26
bat[ 6] ncas = 6000. : date = 2018-07-15 : time = 11h 54m 29
bat[ 7] ncas = 7000. : date = 2018-07-15 : time = 11h 54m 31
bat[ 8] ncas = 8000. : date = 2018-07-15 : time = 11h 54m 33
bat[ 9] ncas = 9000. : date = 2018-07-15 : time = 11h 54m 35
bat[10] ncas =10000. : date = 2018-07-15 : time = 11h 54m 37
OpenMP FINALIZE 3/ 4 @ IP(MPI)= 0
OpenMP FINALIZE 2/ 4 @ IP(MPI)= 0
OpenMP FINALIZE 4/ 4 @ IP(MPI)= 0
OpenMP FINALIZE 1/ 4 @ IP(MPI)= 0

ANGEL (R) Graphic Program Version 4.35
Copyright (C) Koji NIITA 1993-2005. All rights reserved.

ANGEL (R) Graphic Program Version 4.35
Copyright (C) Koji NIITA 1993-2005. All rights reserved.

Finished at Sun 07/15/2018 11:54:40.74
Press any key to continue . . .
```

Gambar 13. Proses *Running* PHITS.

6. Output PHITS

Output PHITS secara otomatis tersimpan satu folder dengan file input. Format file output dalam bentuk ekstensi `***.eps` dan `***.out`. Ekstensi `***eps` menunjukkan hasil dalam grafik yang dapat dibuka dengan program Gsview64, sedangkan ekstensi `***.out` menunjukkan hasil dalam bentuk data yang dapat dibuka dengan Notepad++ atau Excel. Hasil dari *running* PHITS dalam penelitian ini terdapat 3 keluaran yaitu data fluks neutron, laju dosis hamburan neutron, dan *track* neutron. Contoh *file output* data fluks neutron ditunjukkan pada Gambar 14.

```
#newpage:
# no. = 1   ir = 1
# r = ( 0.0000E+00 - 1.0000E+00 )
# ie = 1
# e = ( 1.0000E-15 - 5.0000E-07 )

x: Kedalaman (cm)
y: Fluks (n.cm^-2.s^-1/source)
p: xlin ylog afac(0.8) form(0.9)

h:          x          y(neutron ),hh01  n
#          z surface position          flux          r.err
          .....
          0.0000E+00    3.9003E-02    0.0029
          5.0000E-02    3.9773E-02    0.0029
          1.0000E-01    4.0551E-02    0.0028
          1.5000E-01    4.1374E-02    0.0028
          2.0000E-01    4.2301E-02    0.0029
```

Gambar 14. *File Output* PHITS.

F. Teknik Analisis Data

Perhitungan dosis terdiri dari empat bagian sesuai dengan interaksi yang terjadi. Komponen dosis diantaranya dosis alfa, dosis gamma dari reaktor dan interaksi dengan materi, dosis proton, dan dosis hamburan neutron (Sardjono et al., 2016). Dosis alfa, proton dan gamma dihitung dengan nilai fluks neutron termal dari keluaran program PHITS. Nilai fluks neutron ditentukan dengan menggunakan

penghitungan [T-Cross], dimana menggunakan mesh r-z yang dihitung per kedalaman jaringan. Sedangkan untuk dosis hamburan neutron menggunakan penghitungan [T-TRACK] dan [MULTIPLIER] yang mempertimbangkan koefisien kerma dalam *Dosimetry System 2002* (DS02) (Kerr et al., 2005), (Ntoy et al., 2018). Untuk memperoleh nilai laju dosis alfa, laju dosis proton, laju dosis gamma, laju dosis total, waktu iradiasi, dan dosis serap dijelaskan dengan tahapan sebagai berikut.

1. Jumlah atom dalam jaringan

Perhitungan jumlah atom dalam jaringan dapat menggunakan persamaan (7).

$$N_{i-jaringan} = \frac{N_{i(atom)}}{m_{jaringan}(kg)} \quad (7)$$

Keterangan;

- $N_{i-jaringan}$: jumlah atom unsur i dalam satu kilogram jaringan
(atom/kg jaringan).
- N_i : jumlah atom unsur i (atom).
- $m_{jaringan}$: massa jaringan (kg).

dimana $N_{i(atom)}$ diperoleh dari mengalikan nilai mol suatu unsur dengan bilangan Avogardo sebagaimana ditulis dalam persamaan berikut.

$$N_i = n_i(\text{mol}) \cdot N_A \left(\frac{\text{atom}}{\text{mol}} \right) \quad (8)$$

$$n_i = \frac{m_i(\text{gr})}{Ar_i \left(\frac{\text{gr}}{\text{mol}} \right)} \quad (9)$$

Keterangan;

- N_i : jumlah atom unsur i (atom).
 n_i : mol unsur i (mol).
 N_A : konstanta Avogadro (atom/mol).
 m_i : massa unsur i (gram).
 A_{r_i} : nomor massa unsur i (gram/mol).

2. Laju Dosis Alfa

Dosis alfa merupakan hasil interaksi antara boron dengan neutron termal. Reaksi tersebut menghasilkan alfa dengan energi rerata 2,33 MeV. Berikut merupakan persamaan untuk perhitungan laju dosis alfa.

$$\dot{D}_{alfa} = \frac{\Phi \cdot N_{B10-jaringan} \cdot \sigma_{a,B10} \cdot Q (1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \frac{\text{J/kg}}{\text{Gy}}} \quad (10)$$

Keterangan;

- \dot{D}_{alfa} : laju dosis alfa (Gy/s).
 Φ : fluks neutron termal (neutron.cm⁻².s⁻¹).
 $N_{B10-jaringan}$: jumlah atom boron per kg jaringan (atom/kg jaringan).
 $\sigma_{a,B10}$: tampang lintang mikroskopik serapan B-10 (cm²).
 Q : energi partikel (MeV).

3. Laju Dosis Proton

Dosis proton merupakan hasil interaksi tangkapan antara neutron dengan Nitrogen-14. Proton dengan energi rerata 0,66 MeV. Berikut merupakan persamaan untuk perhitungan laju dosis proton.

$$\dot{D}_{proton} = \frac{\Phi \cdot N_{N-jaringan} \cdot \sigma_{a,N} \cdot Q (1,6 \times 10^{-13}) \text{ J/MeV}}{1 \frac{\text{J/kg}}{\text{Gy}}} \quad (11)$$

Keterangan;

- \dot{D}_{proton} : laju dosis proton (Gy/s).
 Φ : fluks neutron termal (neutron.cm⁻².s⁻¹).
 $N_{N-jaringan}$: jumlah atom nitrogen per kg jaringan (atom/kg jaringan).
 $\sigma_{a,N}$: tampang lintang mikroskopik serapan nitrogen (cm²).
 Q : energi partikel (MeV).

4. Laju Dosis Gamma

Hidrogen di dalam jaringan akan berinteraksi dengan neutron termal. Laju reaksi tangkapan neutron termal oleh hidrogen ini sebanding dengan laju pembentukan hidrogen-2. Laju pembentukan hidrogen-2 ini setara dengan laju pelepasan gamma dengan energi 2,23 MeV. Hidrogen-2 ini merupakan atom tereksitasi (Berlianti,2013)

$$\ddot{R} = \Phi \cdot N_{H-jaringan} \cdot \sigma_H \quad (12)$$

Keterangan;

\ddot{R}	: laju pembentukan hidrogen-2 atau laju pelepasan gamma (foton/kg. s = Bq/kg).
Φ	: fluks neutron termal (neutron. cm ⁻² . s ⁻¹).
$N_{H-jaringan}$: jumlah atom hidrogen per kg jaringan (atom/kg jaringan).
$\sigma_{a,H}$: tampang lintang mikroskopik serapan hidrogen (cm ²).

Sehingga, laju dosis gamma dari reaksi hidrogen adalah sebagai berikut.

$$\dot{D}_\gamma = \ddot{R} \cdot \Delta \cdot \phi \quad (13)$$

dengan Δ adalah koefisien laju dosis serap atau aktivitas spesifik (Gy.kg/Bq.s) dan ϕ adalah fraksi dosis serap gamma, Lampiran 4.

5. Laju Dosis Total

Setelah mendapatkan nilai laju dosis dosis alfa, laju dosis proton, laju dosis hamburan neutron, dan laju dosis gamma, dilanjutkan dengan melakukan perhitungan laju dosis total. Laju dosis total pada penelitian ini memiliki prinsip yang sama dengan dosis ekuivalen pada proteksi radiasi. Dosis ekuivalen merupakan sebaran dosis yang khusus digunakan dalam proteksi radiasi dan menyatakan besarnya tingkat kerusakan pada jaringan tubuh akibat terserapnya sejumlah energi radiasi dengan memperhatikan faktor-faktor yang mempengaruhinya. Dosis ekuivalen didapatkan dengan mengalikan dosis serap dengan faktor bobot radiasi (Sardjono et al., 2016).

Dosis total dari masing-masing radiasi memiliki kontribusi yang berbeda disebabkan karena faktor RBE, CBE dan *dose reduction factor*. Penentuan nilai faktor kualitas radiasi pada BNCT setelah mempertimbangkan faktor-faktor yang mempengaruhi efek biologis. Efek biologis memiliki perbedaan akibat sifat suatu jaringan terhadap materi berbeda (radio sensitif, radio resisten dan radio responsif). Faktor kualitas radiasi yang digunakan dalam penelitian ini seperti ditunjukkan pada Tabel 12.

Tabel 12. Faktor Kualitas Radiasi (Ardana & Sardjono, 2017)

Sumber radiasi	Faktor bobot radiasi
Alfa	3,8 (tumor) 1,3 (jaringan sehat)
Proton	3,2
Neutron hamburan	3,2
Gamma	1

Persamaan yang dilakukan untuk perhitungan laju dosis total dari dosimetri BNCT mengikuti persamaan (14) (Sardjono et al., 2016).

$$\begin{aligned} \dot{D}_{total} = & (w_{alfa} \times \dot{D}_{alfa}) + (w_{proton} \times \dot{D}_{proton}) \\ & + (w_{neutron} \times \dot{D}_{neutron}) + (w_{\gamma} \times \dot{D}_{\gamma}) \end{aligned} \quad (14)$$

Keterangan:

w_{alfa} : Faktor kualitas radiasi dari alfa

w_{proton} : Faktor kualitas radiasi dari proton

$w_{neutron}$: Faktor kualitas radiasi dari hamburan neutron

w_{gamma} : Faktor kualitas radiasi dari gamma

Faktor bobot yang digunakan mengikuti Tabel 13 dalam perhitungan ini. Pada perhitungan dosis BNCT, laju dosis serap dikalikan dengan faktor kualitas untuk mendapatkan dosis BNCT. Dosis ini bisa dikatakan dosis isoepektif. Dosis isoepektif merupakan satuan dosis yang digunakan pada kasus klinis. Dosis isoepektif menunjukkan hubungan antara dosis serap dengan efek biologis yang diinduksi oleh dosis serap yang diterima jaringan. Satuan dari dosis isoepektif adalah Gy (Sauerwein & Moss, 2009), (X-5 Monte Carlo Team, 2003).

6. Waktu Iradiasi

Untuk menentukan waktu iradiasi ditentukan dari seberapa besar dosis minimum perusak pada jaringan kanker dibagi dengan laju dosis total. Dalam hal ini dosis minimum perusak jaringan kanker yaitu sebesar 50 Gy.

waktu iradiasi (s)

$$= \frac{\text{dosis minimum perusak jaringan kanker (Gy)}}{\text{laju dosis total } \left(\frac{\text{Gy}}{\text{s}}\right)} \quad (15)$$

7. Dosis Serap

Setelah waktu iradiasi ditentukan, dilakukan perhitungan nilai dosis yang diterima pada organ. Nilai dosis total tersebut dapat dianalisa untuk diuji apakah tidak melebihi batas dosis yang diterima oleh organ sehat atau *Organ At Risk* (OAR). Perhitungan dosis menggunakan persamaan berikut.

$$\text{dosis (Gy)} = \text{laju dosis (Gy/s)} \times \text{waktu iradiasi (s)} \quad (16)$$

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Geometri Iradiasi

Penelitian ini merupakan penelitian berbasis simulasi komputer menggunakan perangkat lunak *Particle and Heavy Ion Transport code System* (PHITS). Penelitian ini ditunjukkan pada penderita kanker paru-paru jenis *Non-Small Cell Lung Cancer* (NSCLC) yaitu jenis kanker paru-paru yang bersifat jinak atau pertumbuhan sel kanker lambat. Kanker paru-paru dalam penelitian ini merupakan kanker dengan stadium IA, dimana kanker masih berada di dalam paru-paru dan belum menyebar ke kelenjar getah bening, bronkus, otot, dan jaringan di sekitarnya. Ukuran tumor berdiameter 3 cm dan terletak pada bagian tengah lobus kanan paru-paru. Dalam penelitian simulasi ini digunakan ukuran dan bentuk geometri tubuh sesuai dengan phantom *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL) pada pria asia dewasa.

Pada data penyusun material untuk jaringan sehat mengacu kepada website *National Institute of Standards and Technology* (NIST) atau publikasi *Pacific Northwest National Laboratory* (PNNL). Data jaringan sehat yang diambil dalam penelitian ini yaitu jaringan paru-paru, jaringan lunak, dan jaringan tulang. Material tersebut terdiri dari atom Hidrogen (H), Karbon (C), Nitrogen (N), Oksigen (O), Natrium (Na), Magnesium (Mg), Fosfor (P), Sulfur (S), Klor (Cl), Kalium (K), Kalsium (Ca), Ferrum (Fe), dan Zinc/seng (Zn). Jaringan paru-paru, lunak, dan tulang tersebut masing-masing memiliki persentase fraksi massa

yang berbeda-beda setiap atomnya, seperti yang ditunjukkan dalam Tabel 10. Material penyusun jaringan kanker mengacu pada data penelitian yang dilakukan sebelumnya oleh Dwi Berlianti Siwi, seperti yang ditunjukkan pada Tabel 11. Jaringan kanker terdiri dari atom Hidrogen (H), Karbon (C), Nitrogen (N), Oksigen (O), dan Fosfor (P) dengan catatan material kanker GTV sama dengan CTV, sedangkan material PTV sama dengan jaringan sehat paru-paru.

Dilakukan perhitungan fraksi massa Boron untuk penyusun jaringan kanker dan sehat dengan ketentuan konsentrasi B-10 pada area CTV divariasikan sebesar 50% dari konsentrasi B-10 yang diberikan pada area GTV, sedangkan konsentrasi B-10 pada area PTV dan jaringan sehat lainnya divariasikan sebesar 10% dari konsentrasi B-10 yang diberikan pada area GTV, dengan kata lain perbandingan B-10 pada masing-masing jaringan yaitu GTV : CTV : jaringan sehat = 10 : 5 : 1. Hal ini dilakukan agar terapi ini bersifat selektif karena peluang neutron bereaksi dengan B-10 yang terkonsentrasi lebih besar pada sel kanker dibandingkan sel sehat. Perhitungan fraksi massa B-10 pada jaringan menggunakan persamaan 17.

$$\text{Fraksi massa}_{\text{Boron}} = \frac{\text{massa}_{\text{Boron}}}{\text{massa}_{\text{Boron}} + \text{massa}_{\text{jaringan}}} \quad (17)$$

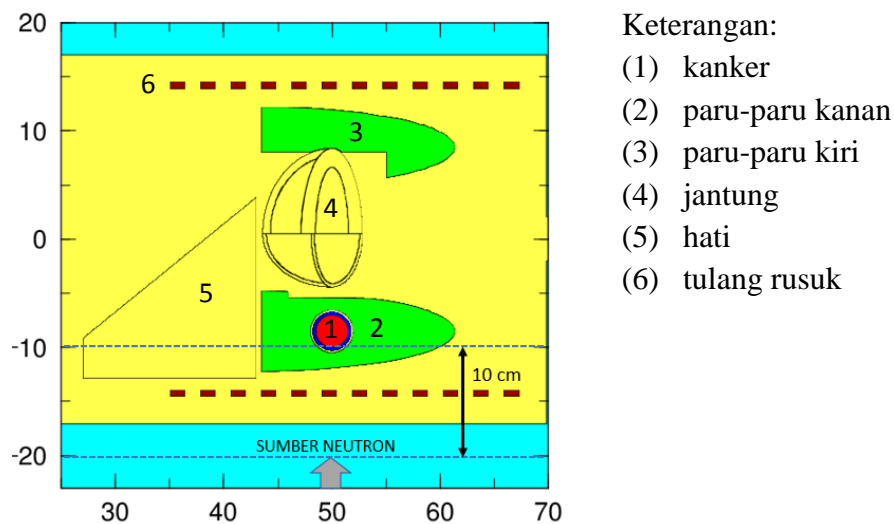
Perhitungan massa menggunakan persamaan 18.

$$\text{massa} = \text{volume} \times \text{massa jenis} \quad (18)$$

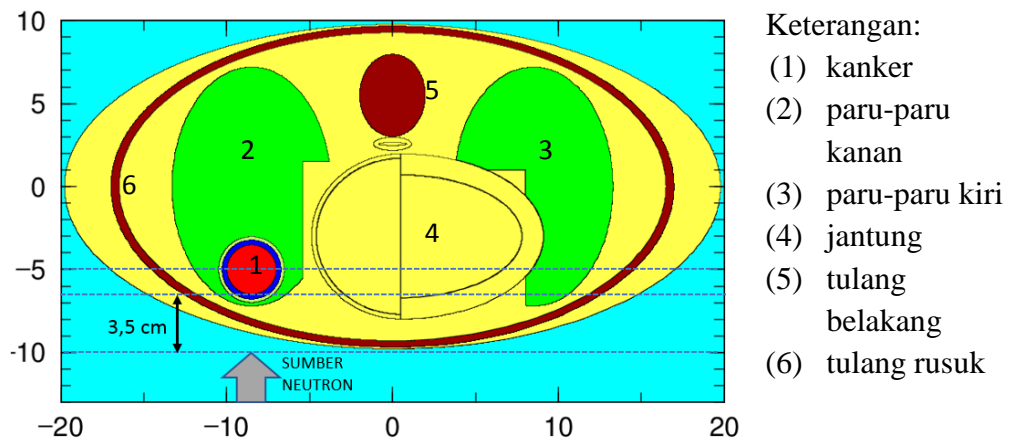
Volume jaringan kanker sesuai dengan data input jari-jari pada program PHITS yaitu GTV; CTV; dan PTV masing-masing sebesar 1,5; 1,8; dan 2,0 cm, sedangkan volume jaringan sehat sekitarnya yaitu paru-paru, kulit, tulang rusuk dan jantung sesuai dengan ukuran model organ yaitu seukuran dengan phantom ORNL asia dewasa sebagaimana data terlampir pada Lampiran 3. Contoh perhitungan fraksi massa Boron terlampir pada Lampiran 1. Setelah mendapatkan nilai fraksi massa Boron pada setiap jaringan, maka dilakukan perbandingan persentase terhadap fraksi massa acuan pada setiap jaringannya sehingga diperoleh nilai fraksi massa baru setiap jaringannya dengan total fraksi massa tersebut sama dengan 1. Perhitungan fraksi massa juga dilakukan pada setiap variasi konsentrasi boron yaitu 30, 40, 50, 60, 70 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Nilai hasil perhitungan fraksi massa Boron per jaringan dan per konsentrasi boron terlampir pada tabel Lampiran 3. Pada tabel tersebut terlihat nilai fraksi massa Boron pada GTV, CTV, dan jaringan sehat memiliki perbandingan 10: 5: 1 sesuai nilai yang diinginkan. Untuk jaringan sehat baik PTV, paru-paru, jantung, kulit, dan tulang rusuk memiliki nilai fraksi yang hampir sama karena nilai fraksi boron begitu kecil.

Sebelum melakukan penelitian lebih lanjut dilakukan perbandingan antara penembakan neutron secara LLAT dan AP untuk mendapatkan posisi penembakan pada kanker yang efektif. Penembakan LLAT yaitu dilakukan dari samping tubuh bagian kanan sesuai dengan posisi kanker yang berada pada paru-paru kanan, sedangkan penembakan secara AP dilakukan dari depan tubuh tepat pada posisi kanker. Hasil geometri yang diperoleh dari keluaran program

menunjukkan perbedaan jarak antara penembakan dengan LLAT dan AP terhadap kanker, terlihat pada Gambar 15 dan 16.

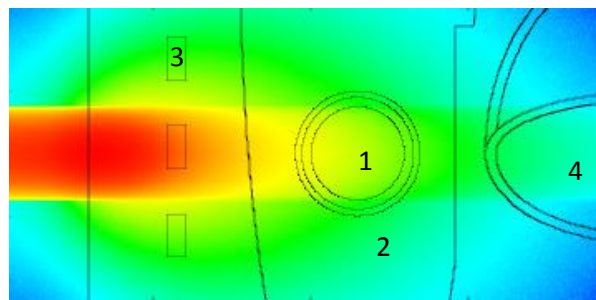


Gambar 15. Jarak kanker terhadap sumber neutron pada penembakan LLAT.



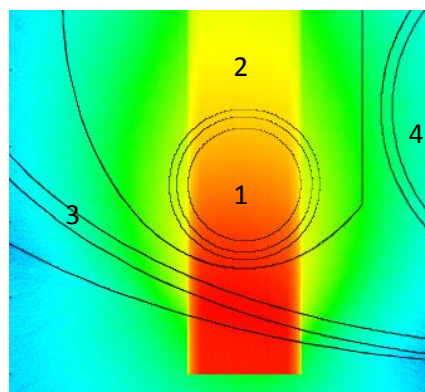
Gambar 16. Jarak kanker terhadap sumber neutron pada penembakan AP.

Pada penembakan LLAT jarak kanker utama (GTV) dengan sumber neutron sejauh 10 cm, sedangkan pada penembakan AP jarak kanker dengan sumber neutron sejauh 3,5 cm. Oleh karena itu untuk penembakkan LLAT tidak dilakukan karena jarak terhadap posisi kanker lebih dalam dan menyebabkan nilai fluks neutron yang sampai pada kanker hanya sedikit, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 17 dan 18. Selain itu, penembakkan LLAT merupakan penembakan dengan posisi searah lurus terhadap organ jantung, sehingga jantung dapat berisiko mendapat dosis lebih tinggi dibandingkan dengan penembakaan AP. Sehingga dipilih geometri untuk penembakan kanker paru-paru pada penelitian ini yaitu secara AP (dari depan tubuh).



Keterangan:
 (1) kanker
 (2) paru-paru kanan
 (3) tulang rusuk
 (4) jantung

Gambar 17. Jejak neutron dalam phantom pada penembakan LLAT.



Keterangan:
 (1) kanker
 (2) paru-paru kanan
 (3) tulang rusuk
 (4) jantung

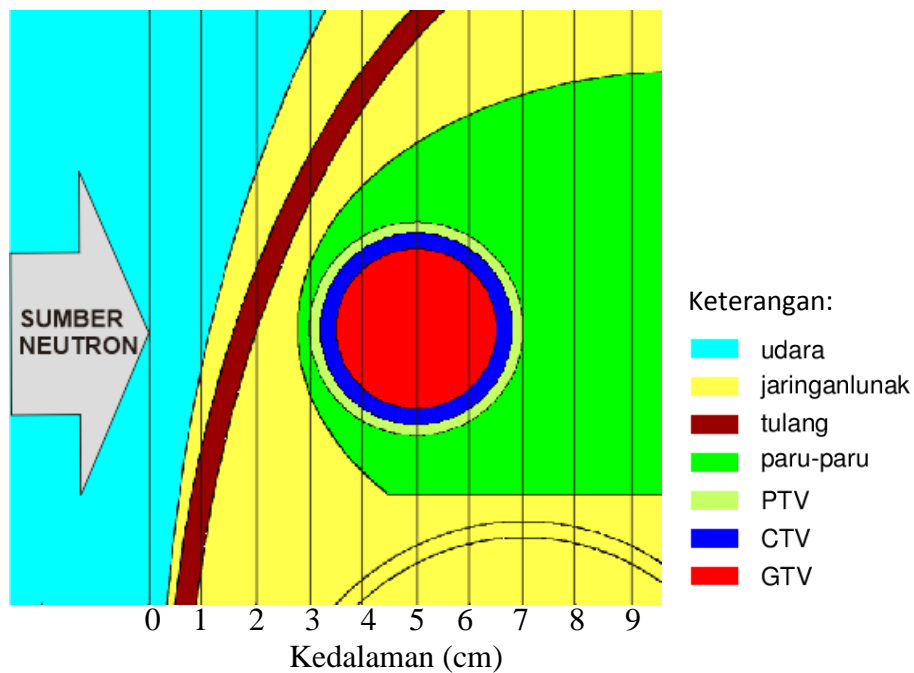
Gambar 18. Jejak neutron dalam phantom pada penembakan AP.

B. Fluks Neutron

Pada penelitian ini digunakan variasi konsentrasi boron sebesar 30, 40, 50, 60, 70 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Batas maksimal pemberian konsentrasi boron menurut BPPOM untuk tubuh kita adalah 2-3 mg/hari. Namun, pada BNCT batas maksimal pemberian boron hanya sampai 150 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker. Hal ini disebabkan karena dalam tubuh sudah terdapat boron. Kandungan boron yang terkandung dalam tubuh kita yaitu kandungan boron dalam hati sebanyak 2,3 $\mu\text{g/g}$, limpa sebanyak 2,6 $\mu\text{g/g}$, jantung sebanyak 28 $\mu\text{g/g}$, dan tulang sebanyak 56 $\mu\text{g/g}$. Selain itu dari asupan makanan sehari-hari juga mengandung boron yang kita tidak tahu berapa besar kandungan boron di dalamnya. (Yuswanto, 2015).

Sumber neutron yang digunakan dalam penelitian ini yaitu dari keluaran kolimator khusus BNCT, Reaktor Kartini. Desain kolimator dibuat oleh M. Ilma Muslih (2014). Penulis membagi *range* energi neutron menjadi tiga yaitu termal, epitermal, dan fast. Neutron termal dengan energi $\leq 0,5 \text{ eV}$, neutron epitermal dengan energi $0,5 \text{ eV} - 0,02 \text{ MeV}$, dan fast neutron dengan energi $\geq 0,02 \text{ MeV}$. Karakteristik nilai fluks neutron yang diterima oleh tiap jaringan dihitung per kedalaman phantom tubuh dengan mengasumsikan bahwa kedalaman dimulai dari nol dari titik penyinaran. Gambar 19 merupakan gambar tampang lintang phantom tubuh yang dibagi dengan garis-garis penyekat sebagai acuan untuk menentukan kedalaman jaringan yang dibuat. Pembagian jaringan phantom ini bertujuan untuk mengetahui jumlah fluks neutron untuk masing-masing kedalaman yang ditinjau. Permukaan kulit berada pada kedalaman 1,2 cm; tulang

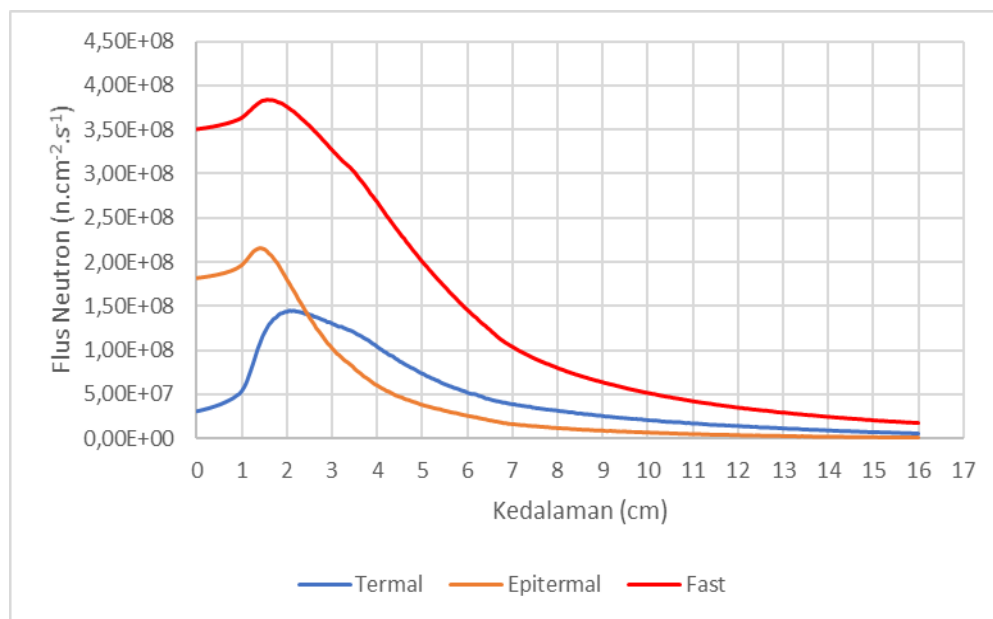
rusuk 1,6 cm; paru-paru kanan 2,8 cm; jaringan PTV 3,0 cm; jaringan CTV 3,2 cm; dan jaringan GTV 3,5 cm.



Gambar 19. Kedalaman Jaringan pada Phantom.

Gambar 20, merupakan karakteristik nilai fluks neutron dari hasil keluaran program PHITS saat disimulasikan melewati jaringan phantom tubuh sesuai dengan Gambar 21. Nilai fluks dihitung per kedalaman dengan *range* 0,05 cm. Gambar 22 merupakan hasil nilai fluks untuk konsentrasi boron 50 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker, sedangkan untuk dosis kanker lainnya memiliki nilai dan karakteristik fluks yang hampir sama, hanya terdapat sedikit perbedaan pada nilai fluks neutron termal yaitu nilai fluks termal semakin menurun seiring dengan kenaikan jumlah konsentrasi B-10. Hal ini disebabkan karena penambahan jumlah B-10

menyebabkan semakin banyak neutron yang terserap sehingga fluks neutron yang terhitung oleh PHITS berkurang.



Gambar 20. Karakteristik Nilai Fluks Neutron di dalam Phantom.

Pada Gambar 20, terlihat bahwa nilai fluks neutron epitermal pada kedalaman 0 cm nilai lebih besar dibandingkan dengan fluks neutron termal. Jumlah fluks neutron termal berada jauh dibawah fluks neutron epitermal karena energi yang dimiliki neutron termal telah habis selama perjalanan menuju jaringan. Fluks neutron epitermal mengalami peningkatan terlebih dahulu sebelum terjadi penurunan fluks dengan bertambahnya kedalaman jaringan. Hal ini terjadi akibat neutron cepat yang berinteraksi dengan jaringan mengalami penurunan energi atau moderasi menjadi neutron epitermal. Neutron cepat mengalami peningkatan karena gas oksigen pada udara dapat mempertinggi fluks

neutron cepat. Selanjutnya penurunan fluks neutron epitermal disebabkan oleh interaksi hamburan dengan komponen penyusun jaringan. Hal tersebut menyebabkan energi neutron epitermal menurun dan berubah menjadi neutron termal sehingga neutron termal mengalami kenaikan hingga kedalaman 2 cm. Kemudian neutron termal mengalami penurunan jumlah fluks seperti halnya neutron epitermal karena mengalami interaksi absorpsi dengan atom Hidrogen dan Nitrogen yang ada di dalam jaringan. Nilai fluks termal juga mengalami kenaikan pada kedalaman 3,5 cm yaitu posisi dimana kanker utama (GTV) berada. Hal ini disebabkan karena persentase jumlah boron pada GTV lebih besar dibandingkan jaringan lainnya.

C. Laju Dosis

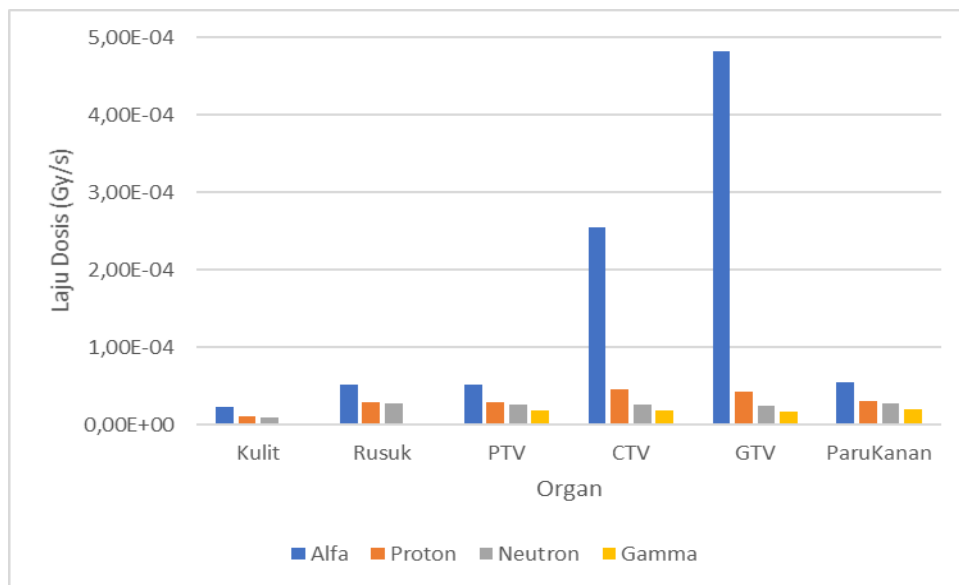
Nilai fluks kemudian digunakan untuk menghitung nilai laju dosis alfa, dosis proton, dan dosis gamma dengan menggunakan persamaan (10), (11), (12), dan (13). Contoh perhitungan dilampirkan pada lampiran 2, sehingga didapatkan laju dosis untuk masing-masing jaringan pada tiap konsentrasi yang ditunjukkan pada Tabel 13.

Tabel 13. Nilai Laju Dosis pada Tiap Organ per Konsentrasi Boron.

Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Alfa (Gy/s)	Laju Dosis Proton (Gy/s)	Laju Dosis Neutron (Gy/s)	Laju Dosis Gamma (Gy/s)
<i>Gross Tumour Volume (GTV)</i>				
30	2,9101E-04	4,3065E-05	2,5030E-05	1,6987E-05
40	3,8816E-04	4,3082E-05	2,5041E-05	1,6993E-05
50	4,8265E-04	4,2856E-05	2,4896E-05	1,6904E-05
60	5,7651E-04	4,2658E-05	2,4778E-05	1,6826E-05
70	6,7013E-04	4,2502E-05	2,4714E-05	1,6765E-05
<i>Clinical Tumour Volume (CTV)</i>				
30	1,5356E-04	4,5451E-05	2,6404E-05	1,7928E-05
40	2,0491E-04	4,5487E-05	2,6407E-05	1,7942E-05
50	2,5523E-04	4,5326E-05	2,6314E-05	1,7878E-05
60	3,0545E-04	4,5203E-05	2,6220E-05	1,7830E-05
70	3,5552E-04	4,5097E-05	2,6180E-05	1,7788E-05
<i>Planning Tumour Volume (PTV)</i>				
30	3,1523E-05	2,9701E-05	2,6306E-05	1,8825E-05
40	4,2031E-05	2,9701E-05	2,6293E-05	1,8825E-05
50	5,2378E-05	2,9611E-05	2,6213E-05	1,8767E-05
60	6,2661E-05	2,9520E-05	2,6122E-05	1,8710E-05
70	7,3021E-05	2,9486E-05	2,6092E-05	1,8689E-05
Paru-Paru Kanan				
30	3,2531E-05	3,0651E-05	2,8279E-05	1,9427E-05
40	4,3353E-05	3,0635E-05	2,8272E-05	1,9417E-05
50	5,4040E-05	3,0550E-05	2,8211E-05	1,9363E-05
60	6,4626E-05	3,0445E-05	2,8123E-05	1,9296E-05
70	7,5287E-05	3,0445E-05	2,8123E-05	1,9296E-05
Rusuk				
30	1,8741E-05	1,5334E-05	1,4322E-05	6,2073E-07

Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Alfa (Gy/s)	Laju Dosis Proton (Gy/s)	Laju Dosis Neutron (Gy/s)	Laju Dosis Gamma (Gy/s)
40	2,4981E-05	1,5330E-05	1,4313E-05	6,2057E-07
50	3,1177E-05	1,5306E-05	1,4298E-05	6,1960E-07
60	3,7352E-05	1,5281E-05	1,4280E-05	6,1860E-07
70	4,3532E-05	1,5265E-05	1,4276E-05	6,1794E-07
Kulit				
30	1,3954E-05	1,1417E-05	9,3093E-06	4,6217E-07
40	1,8600E-05	1,1414E-05	9,3035E-06	4,6205E-07
50	2,3214E-05	1,1396E-05	9,2937E-06	4,6133E-07
60	2,7811E-05	1,1378E-05	9,2820E-06	4,6059E-07
70	3,2412E-05	1,1366E-05	9,2794E-06	4,6010E-07

Pada Tabel 14 terlihat bahwa laju dosis mengalami peningkatan seiring dengan peningkatan konsentrasi B-10 dalam jaringan. Namun, hal ini hanya terjadi pada laju dosis alfa. Pada laju dosis lainnya yaitu proton, neutron dan gamma terjadi penurunan laju dosis. Hal tersebut terjadi karena penurunan fluks tiap kenaikan konsentrasi B-10 dan tidak adanya reaksi dengan B-10.



Gambar 21. Nilai Tiap Komponen Laju Dosis pada Tiap Organ.

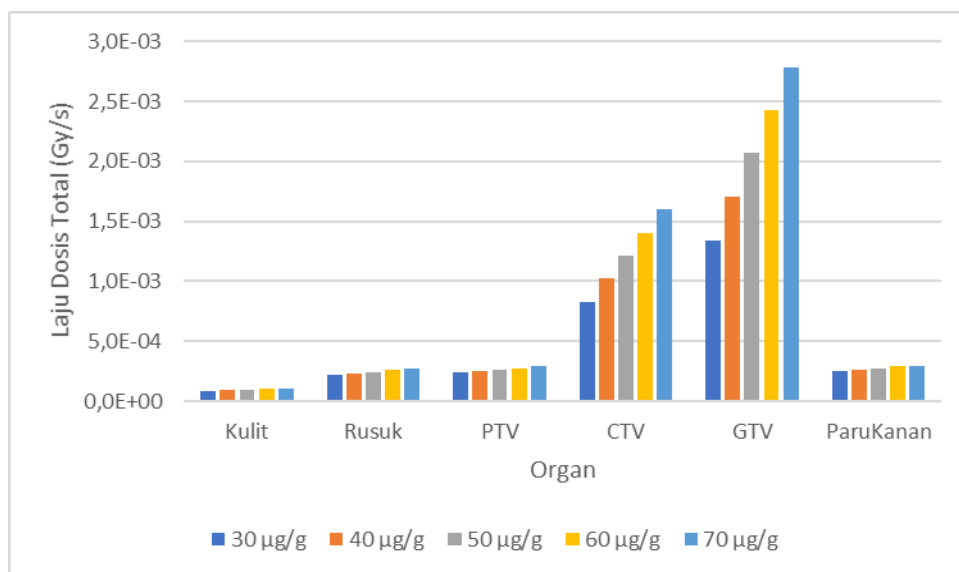
Gambar 21 merupakan nilai laju dosis untuk konsentrasi boron $50 \mu\text{g/g}$ yang menampilkan nilai tiap komponen dosis yaitu alfa, proton, neutron dan gamma per organ, sedangkan pada konsentrasi boron lainnya memiliki karakteristik yang sama seperti Gambar 21, hanya berbeda pada nilai laju dosis alfa. Dosis yang mengalami kenaikan signifikan yaitu laju dosis alfa. Hal ini dikarenakan radiasi sinar alfa yang berperan besar membunuh sel kanker. Laju dosis alfa hanya mengalami kenaikan pada jaringan CTV dan GTV saja sedangkan pada jaringan sehat tidak. Hal ini dikarenakan konsentrasi B-10 di dalam jaringan kanker jauh lebih tinggi jika dibandingkan dengan jaringan sehat lainnya, dengan kata lain tidak adanya B-10 dalam jaringan sehat sehingga menyebabkan radiasi yang ditimbulkan antara neutron dengan B-10 tidak terjadi pada jaringan sehat. Hal ini sesuai dengan apa yang diharapkan yaitu meminimalisir dosis yang diterima jaringan sehat.

Data pada Tabel 13 kemudian digunakan untuk menghitung laju dosis total yang diterima setiap jaringan menggunakan persamaan (14). Perhitungan laju dosis total per organ ditampilkan pada Tabel 14.

Tabel 14. Nilai Laju Dosis Total pada Tiap Organ per Konsentrasi Boron.

Organ	Laju Dosis Total (Gy/s)				
	30 µg/g	40 µg/g	50 µg/g	60 µg/g	70 µg/g
Kulit	8,4926E-05	9,0939E-05	9,6847E-05	1,0273E-04	1,0866E-04
Rusuk	2,1986E-04	2,3346E-04	2,4647E-04	2,5986E-04	2,7301E-04
PTV	2,3903E-04	2,5265E-04	2,6549E-04	2,7822E-04	2,9147E-04
CTV	8,3140E-04	1,0267E-03	1,2170E-03	1,4071E-03	1,5968E-03
GTV	1,3407E-03	1,7100E-03	2,0678E-03	2,4233E-03	2,7783E-03
Paru Kanan	2,5030E-04	2,6428E-04	2,7765E-04	2,9073E-04	3,0444E-04

Nilai laju dosis total per organ baik kulit, rusuk, PTV, CTV, GTV, dan paru-paru kanan sehat mengalami kenaikan seiring dengan kenaikan konsentrasi Boron, walaupun jika dilihat hanya per komponen laju dosis yaitu proton, neutron, gamma mengalami penurunan. Kenaikan laju dosis total per konsentrasi ini disebabkan karena nilai laju dosis alfa yang berperan besar dalam penjumlahan laju dosis total ini, dimana kita tahu bahwa laju dosis alfa memang mengalami kenaikan seiring dengan kenaikan jumlah konsentrasi boron. Nilai laju dosis total per organ dan per konsentrasi boron ditampilkan dalam Gambar 22.

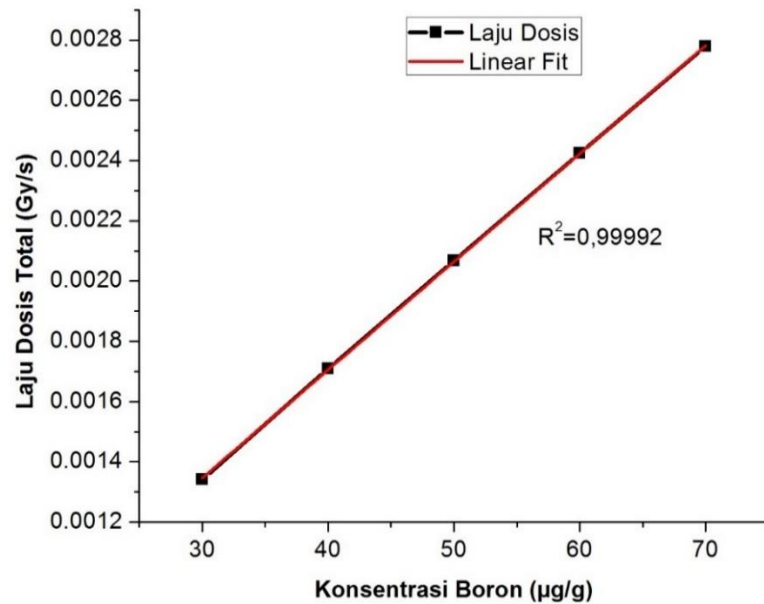


Gambar 22. Nilai Laju Dosis Total per Organ dan Konsentrasi Boron.

Nilai laju dosis total pada tiap konsentrasi boron ditunjukkan pada Tabel 15. Hubungan pengaruh laju dosis dengan konsentrasi boron ditunjukkan pada Gambar 23.

Tabel 15. Nilai Laju Dosis Total per Konsentrasi Boron.

Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Laju Dosis Total (Gy/s)
30	1,3407E-03
40	1,7100E-03
50	2,0678E-03
60	2,4233E-03
70	2,7783E-03



Gambar 23. Grafik Pengaruh Konsentrasi Boron terhadap Laju Dosis Total.

Semakin besar konsentrasi boron yang diinjeksikan maka semakin tinggi nilai laju dosis, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 23. Hubungan antara konsentrasi boron dengan nilai laju dosis yaitu berbanding lurus secara linear dengan persamaan (19). Pada persamaan ini dapat ditentukan nilai laju dosis total untuk konsentrasi boron lainnya.

$$y = a + bx \quad (19)$$

dimana, y adalah laju dosis total (Gy/s), x adalah konsentrasi boron ($\mu\text{g/g}$ jaringan kanker), $a = 2,69729 \times 10^{-4}$, $b = 3,58861 \times 10^{-5}$.

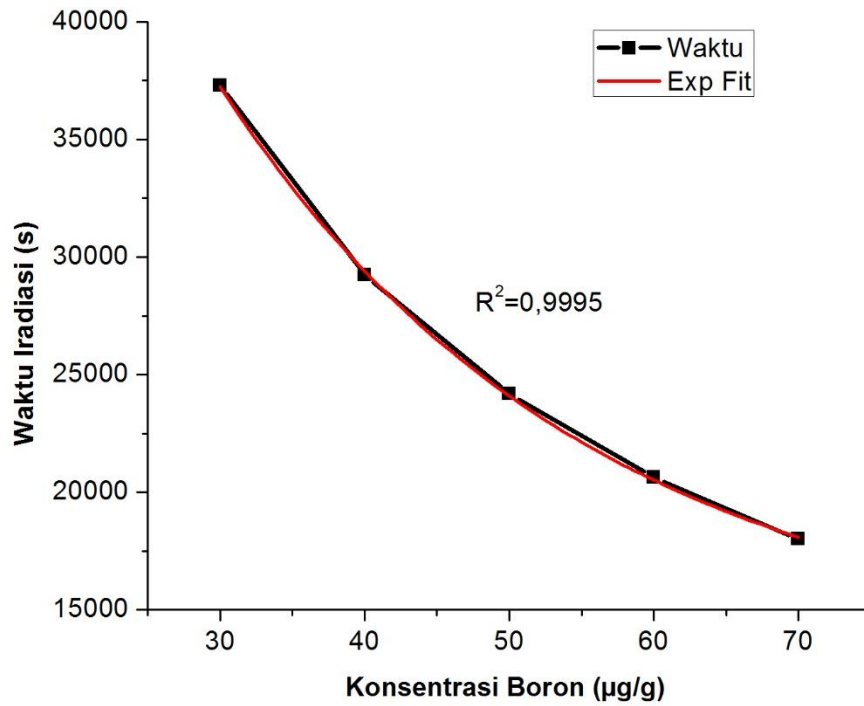
D. Waktu Iradiasi

Laju dosis total kemudian digunakan untuk menentukan waktu iradiasi agar mencapai nilai dosis minimum perusak pada jaringan kanker. Dosis minimum perusak pada jaringan kanker yaitu sebesar 50 Gy. Sehingga untuk menghitung waktu iradiasi adalah dosis minimum perusak 50 Gy dibagi dengan laju dosis total. Tabel 16 menyajikan lama waktu iradiasi yang dibutuhkan untuk memberikan dosis sebesar 50 Gy pada jaringan kanker.

Tabel 16. Waktu Iradiasi per Konsentrasi Boron.

Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Waktu Iradiasi (detik)	Waktu Iradiasi
30	37293,61	10 jam 22 menit 34 detik
40	29239,98	8 jam 7 menit 20 detik
50	24180,39	6 jam 43 menit 0 detik
60	20632,63	5 jam 43 menit 53 detik
70	17996,36	4 jam 59 menit 56 detik

Waktu iradiasi yang dibutuhkan paling cepat dalam penelitian ini terdapat pada konsentrasi boron 70 $\mu\text{g/g}$ yaitu selama 4 jam 59 menit 56 detik. Hubungan antara pengaruh konsentrasi boron terhadap lama waktu iradiasi ditunjukkan pada Gambar 24.



Gambar 24. Grafik Pengaruh Konsentrasi Boron terhadap Lama Waktu Iradiasi.

Semakin besar konsentrasi boron yang diinjeksikan maka semakin cepat waktu yang dibutuhkan untuk iradiasi. Hubungan antara konsentrasi dengan waktu iradiasi yaitu menurun secara eksponensial dengan persamaan (20). Pada persamaan ini dapat ditentukan nilai waktu iradiasi untuk konsentrasi boron lainnya.

$$y = A_1 e^{(-x/t_1)} + y_0 \quad (20)$$

dimana, dimana, y adalah laju dosis total (Gy/s), x adalah konsentrasi boron (µg/g jaringan kanker), $y_0 = 13054,2381$, $A_1 = 78432,86852$, $t_1 = 25$.

E. Dosis Serap

Nilai laju dosis kemudian digunakan untuk menghitung nilai dosis yang diterima oleh organ. Nilai dosis didapatkan dari perkalian antara laju dosis dengan waktu iradiasi. Nilai dosis per organ dan konsentrasi boron ditunjukkan pada Tabel 17.

Tabel 17. Nilai Dosis pada Tiap Organ per Konsentrasi Boron.

Konsentrasi Boron (µg/g)	Dosis Alfa (Gy)	Dosis Proton (Gy)	Dosis Neutron (Gy)	Dosis Gamma (Gy)	Dosis Total (Gy)
<i>Gross Tumour Volume (GTV)</i>					
30	10,85	1,61	0,93	0,63	50,00
40	11,35	1,26	0,73	0,50	50,00
50	11,67	1,04	0,60	0,41	50,00
60	11,89	0,88	0,51	0,35	50,00
70	12,06	0,76	0,44	0,30	50,00
<i>Clinical Tumour Volume (CTV)</i>					
30	5,73	1,70	0,98	0,67	31,01
40	5,99	1,33	0,77	0,52	30,02
50	6,17	1,10	0,64	0,43	29,43
60	6,30	0,93	0,54	0,37	29,03
70	6,40	0,81	0,47	0,32	28,74
<i>Planning Tumour Volume (PTV)</i>					
30	1,18	1,11	0,98	0,70	8,91
40	1,23	0,87	0,77	0,55	7,39
50	1,27	0,72	0,63	0,45	6,42
60	1,29	0,61	0,54	0,39	5,74
70	1,31	0,53	0,47	0,34	5,25

Konsentrasi Boron (µg/g)	Dosis Alfa (Gy)	Dosis Proton (Gy)	Dosis Neutron (Gy)	Dosis Gamma (Gy)	Dosis Total (Gy)
Paru-Paru Kanan					
30	1,21	1,14	1,05	0,72	9,33
40	1,27	0,90	0,83	0,57	7,73
50	1,31	0,74	0,68	0,47	6,71
60	1,33	0,63	0,58	0,40	6,00
70	1,35	0,55	0,51	0,35	5,48
Rusuk					
30	1,16	1,06	1,00	0,08	8,20
40	1,22	0,83	0,79	0,06	6,83
50	1,26	0,69	0,65	0,05	5,96
60	1,29	0,59	0,55	0,04	5,36
70	1,31	0,51	0,48	0,04	4,91
Kulit					
30	0,52	0,43	0,35	0,02	3,17
40	0,54	0,33	0,27	0,01	2,66
50	0,56	0,28	0,22	0,01	2,34
60	0,57	0,23	0,19	0,01	2,12
70	0,58	0,20	0,17	0,01	1,96

Terapi kanker dengan metode BNCT, radiasi neutron dilakukan melalui fraksi tunggal yaitu dengan cara satu kali radiasi. Karena dosis radiasi untuk mematikan jaringan kanker cukup besar yaitu sebesar 50 Gy, maka perlu diperhatikan dosis yang diterima oleh jaringan sehat di sekitarnya saat terapi dilakukan. Diharapkan dosis yang diterima jaringan sehat di sekitar jaringan kanker tetap berada di bawah batas ambang dosis yang diterima oleh jaringan

sehat tersebut. Jaringan sehat yang digunakan sebagai indikator terjadinya kerusakan adalah kulit dan paru-paru sehat pada lobus kanan. Kulit merupakan salah satu jaringan tubuh manusia yang akan mengalami efek akut bila terkena radiasi. Efek akut ini akan segera timbul setelah iradiasi dilakukan. Efek yang akan timbul biasanya berupa eritema, deskuamasi kering, deskuamasi basah, dan nekrosis. Eritema merupakan iritasi yang terjadi pada kulit yang ditandai dengan gejala kemerahan atau ruam.

Eritema akan terjadi apabila kulit menerima dosis sama dengan atau lebih dari 3 Gy. Efek eritema ini hanya timbul sementara dalam waktu beberapa jam saja. Deskuamasi merupakan proses pengelupasan atau terkelupasnya lapisan paling luar dari suatu jaringan, dalam hal ini adalah kulit. Kulit akan mengalami deskuamasi kering jika menerima dosis sama dengan atau lebih dari 5 Gy, biasanya juga disertai dengan epilasi atau kerontokan rambut. Kulit mengalami deskuamasi basah jika menerima dosis sama dengan atau lebih dari 15 Gy yang juga disertai dengan blister atau nanah. Nekrosis merupakan kematian jaringan kulit, hal ini terjadi apabila kulit menerima dosis sama dengan atau lebih dari 50 Gy. Oleh karena itu, jumlah dosis yang diterima pada kulit menjadi pertimbangan dalam pelaksanaan terapi BNCT (BAPETEN, 2010).

Selain kulit, paru-paru juga merupakan organ vital yang harus diperhatikan selama pelaksanaan terapi BNCT. Paru-paru merupakan salah satu organ yang akan mengalami efek kronik apabila terkena radiasi. Efek kronik yang dapat terjadi adalah pneumonitis yang akan terjadi selama 2-6 bulan setelah radiasi. Pneumonitis adalah peradangan pada jaringan paru-paru, biasanya dengan

gejala sesak nafas dan batuk kering. Pada terapi BNCT, paru-paru sehat harus menerima dosis kurang dari 7,5 Gy untuk mencegah terjadinya pneumonitis (H. Yu et al., 2017). Perbandingan nilai dosis dengan batas dosis yang dapat diterima oleh organ serta efek deterministiknya ditunjukkan pada Tabel 18.

Tabel 18. Dosis pada OAR.

Konsentrasi Boron ($\mu\text{g/g}$)	Organ Sehat	Dosis Total (Gy)	Toleransi Dosis (Gy)	Efek yang Diterima
30	Paru-paru	9,33	7,50	Pneumonitis
	Kulit	3,17	3,00	Eritema awal
40	Paru-paru	7,73	7,50	Pneumonitis
	Kulit	2,66	3,00	-
50	Paru-paru	6,71	7,50	-
	Kulit	2,34	3,00	-
60	Paru-paru	6,00	7,50	-
	Kulit	2,12	3,00	-
70	Paru-paru	5,48	7,50	-
	Kulit	1,96	3,00	-

Melalui Tabel 18 dapat diamati bahwa pada konsentrasi boron 30 $\mu\text{g/g}$, kulit akan mengalami efek eritema dimana melebihi batas dosis yaitu 3 Gy. Efek eritema ini dapat berupa kemerahan atau ruam dan disertai gatal-gatal sesuai dengan reaksi dari kondisi tubuh pasien. Efek eritema hanya timbul sementara dalam beberapa jam saja sekitar 6-24 jam. Selain itu paru-paru juga akan mengalami pneumonitis atau peradangan karena melebihi batas dosis yaitu 7,5

Gy. Pada konsentrasi boron 40 $\mu\text{g/g}$, dosis kulit masih berada di bawah batas aman, sedangkan jaringan paru-paru akan mengalami pneumonitis. Pada konsentrasi 50, 60 dan 70 $\mu\text{g/g}$, baik kulit dan paru-paru masih berada di bawah batas aman. Oleh karena itu, boron dengan konsentrasi lebih besar dari 50 $\mu\text{g/g}$ sampai dengan batas maksimal pemberian boron dalam tubuh pada BNCT lebih direkomendasikan dalam pengobatan kanker paru-paru, karena menghasilkan paparan radiasi pada jaringan sehat yang lebih kecil dan membutuhkan waktu iradiasi yang lebih singkat.

BAB V

PENUTUP

A. Kesimpulan

1. Semakin besar konsentrasi boron yang diinjeksikan maka semakin tinggi nilai laju dosis untuk pengobatan kanker paru-paru. Konsentrasi boron 30, 40, 50, 60, 70 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker menghasilkan laju dosis masing-masing sebesar $1,34\text{E-}03 \text{ Gy/s}$, $1,71\text{E-}03 \text{ Gy/s}$, $2,07\text{E-}03 \text{ Gy/s}$, $2,42\text{E-}03 \text{ Gy/s}$, $2,78\text{E-}03 \text{ Gy/s}$.
2. Semakin besar konsentrasi boron yang diinjeksikan maka waktu iradiasi semakin cepat untuk pengobatan kanker paru-paru. Waktu iradiasi yang dibutuhkan untuk masing-masing konsentrasi adalah 37294 s (10 jam 21 menit 34 detik), 29240 s (8 jam 7 menit 20 detik), 24180 s (6 jam 43 menit 0 detik), 20633 (5 jam 43 menit 53 detik), 17996 s (4 jam 59 menit 56 detik).

B. Saran

1. Geometri phantom organ tubuh dibuat lebih presisi dan spesifik mungkin seperti pendekatan pada phantom voxel.
2. Dilakukan studi lebih spesifik dan detail dalam listing program.
3. Dilakukan studi referensi dalam aspek medis untuk mengetahui kondisi biologis pasien lebih dalam.
4. Dilakukan analisis pada konsentrasi boron yang lebih besar.

DAFTAR PUSTAKA

- Age, R., & Women, Q. (2009). Utility of Combinations of Biomarkers, Cognitive Markers, and Risk Factors to Predict Conversion From Mild Cognitive Impairment to Alzheimer Disease in Patients in the Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative. *Archives of General Psychiatry Journals.*, 122(13), 1564–1569. <https://doi.org/10.3760/cma.j.issn.0366-6999.2009.13.017>
- Al, H. E. N. K. B. K., & Arteveld, K. E. (2006). Renal Dysfunction After Total Body Irradiation: Dose-Effect Relationship. *International Journal Oncology Biology Physics*, 65(4), 1228–1232. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2006.02.021>
- Alodokter. (2016). Diagnosis Kanker Paru-paru. Diambil 19 Januari 2018, dari <http://www.alodokter.com/kanker-paru-paru/diagnosis>
- American Cancer Society's. (2017). Lung Cancer - Non-Small Cell: Statistics. Diambil 31 Januari 2018, dari <https://www.cancer.net/cancer-types/lung-cancer-non-small-cell/statistics>
- Ardana, I. M. (2015). *Optimasi Desain Kolimator dan Dosimetri Terapi Kanker Sarkoma Jaringan Lunak pada Leher dan kepala dengan Boron Neutron Capture Therapy untuk Sumber Neutron Cyclotron 30 MeV menggunakan Program MCNPX*. Universitas Gajah Mada.
- Ardana, I. M., & Sardjono, Y. (2017). Optimization of A Neutron Beam Shaping Assembly Design for BNCT and Its Dosimetry Simulation Based on MCNPX. *Jurnal Teknologi Reaktor Nuklir*, 2015, 121–130. <https://doi.org/10.17146/tdm.2017.19.3.3582>
- Barth, R. F., Vicente, M. G. H., Harling, O. K., Iii, W. S. K., Riley, K. J., Binns, P. J., & Wagner, F. M. (2012). Current status of boron neutron capture therapy of high grade gliomas and recurrent head and neck cancer. *Radiation Oncology*, 1–21.
- Bavarnegin, E., Sadremomtaz, A., & Khalafi, H. (2013). The three dimensional map of dose components in a head phantom for boron neutron capture therapy. *Nuclear Technology and Radiation Protection*, 28(3), 273–277. <https://doi.org/10.2298/NTRP1303273B>
- Bortolussi, S., Bakeine, J. G., Ballarini, F., Bruschi, P., Gadan, M. A., Protti, N., & Stella, S. (2011). Boron uptake measurements in a rat model for Boron Neutron Capture Therapy of lung tumours. *Applied Radiation and Isotopes*, 69(2), 394–398. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2010.11.018>

- Calabuig-Fariñas, S., Jantus-Lewintre, E., Herreros-Pomares, A., & Camps, C. (2016). Circulating tumor cells versus circulating tumor DNA in lung cancer—which one will win? *Translational Lung Cancer Research*, 5(5), 466–482. <https://doi.org/10.21037/tlcr.2016.10.02>
- Cancer Research UK. (2017). What is cancer? Diambil 15 Januari 2018, dari <http://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/what-is-cancer>
- Chan, B. A., & Hughes, B. G. M. (2014). Targeted therapy for non-small cell lung cancer: current standards and the promise of the future. *Translational lung cancer research*, 19(18 SUPPL.), 36–54. <https://doi.org/10.3978/j.issn.2218-6751.2014.05.01>
- Cristy, M., & Eckerman, K. F. (1987). Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources. *Ornl/Tm-8381 VI-V7*. <https://doi.org/10.1.1.453.354>
- Eckerman, K. F., Cristy, M., & Ryman, J. C. (1996). The ORNL Mathematical Phantom Series. Oak Ridge National Laboratory. Diambil dari <http://ordose.ornl.gov/resources/Mird.pdf>
- Farías, R. O., Bortolussi, S., Menéndez, P. R., & González, S. J. (2014). Exploring Boron Neutron Capture Therapy for non-small cell lung cancer. *Physica Medica*, 30(8), 888–897. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2014.07.342>
- Farías, R. O., Garabalino, M. A., Ferraris, S., Santa María, J., Rovati, O., Lange, F., ... González, S. J. (2015). Toward a clinical application of ex situ boron neutron capture therapy for lung tumors at the RA-3 reactor in Argentina. *Medical Physics*, 42(7), 70–80. <https://doi.org/10.1118/1.4922158>
- Fauziah, N., Harto, A., & Sardjono, Y. (2013). A Conceptual Design of Neutron Collimator in the Thermal Column of Kartini Research Reactor for in Vitro and in Vivo Test of Boron Neutron Capture Therapy. *Jurnal Teknologi Reaktor Nuklir*, 15(2), 112–119.
- Gautam, D. (2014). Linear energy transfer. Diambil 14 Februari 2018, dari <https://www.slideshare.net/DeepaGautam/linear-energy-transfer>
- Ghoncheh, M., Mohammadian-Hafshejani, A., & Salehiniya, H. (2015). Incidence and Mortality of Lung Cancer and their Relationship to Development in Asia. *Asian Pacific journal of cancer prevention: APJCP*, 16(14), 6081–7. <https://doi.org/10.3978/j.issn.2218-6751.2015.12.01>
- Goldstraw, P., Chansky, K., Crowley, J., Rami-porta, R., Asamura, H., Eberhardt, W. E. E., ... Mitchell, A. (2015). The IASLC Lung Cancer Staging Project: Proposals for Revision of the TNM Stage Groupings in the Forthcoming (Eighth) Edition of the TNM Classification for Lung Cancer, 11(1), 39–51.

<https://doi.org/10.1016/j.jtho.2015.09.009>

- Irwin, M. R., & Cole, S. W. (2011). Reciprocal regulation of the neural and innate immune systems. *Nature Reviews Immunology*, 11(9), 625–632. <https://doi.org/10.1038/nri3042>
- Islami, F., Torre, L. A., & Jemal, A. (2015). Global trends of lung cancer mortality and smoking prevalence. *Translational lung cancer research*, 4(4), 327–38. <https://doi.org/10.3978/j.issn.2218-6751.2015.08.04>
- Joiner, M. (2009). *Basic Clinical Radiobiology Edited by*. UK: MPG Books. <https://doi.org/10.1201/b13224>
- Kerr, G. D., Iii, J. V. P., & Egbert, S. D. (2005). Survivor Dosimetry Part A . Fluence-to-Kerma Conversion Coefficients, hal. 831–840.
- Kiefer, J. (1990). *Biological Radiation Effects*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-83769-2>
- Kiger, J. L., Kiger, W. S., Patel, H., Binns, P. J., Riley, K. J., Hopewell, J. W., ... Coderre, J. A. (2004). Effects of boron neutron capture irradiation on the normal lung of rats. *Applied Radiation and Isotopes*, 61(5), 969–973. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2004.05.021>
- Krstic, D., Jovanovic, Z., Markovic, V., Nikezic, D., & Urosevic, V. (2014). MCNP simulation of the dose distribution in liver cancer treatment for BNC therapy. *Central European Journal of Physics*, 12(10), 714–718. <https://doi.org/10.2478/s11534-014-0507-2>
- Krstic, D., Markovic, V. M., Jovanovic, Z., Milenkovic, B., Nikezic, D., & Atanackovic, J. (2014). Monte carlo calculations of lung dose in ORNL phantom for boron neutron capture therapy. *Radiation Protection Dosimetry*, 161(1–4), 269–273. <https://doi.org/10.1093/rpd/nct365>
- Kumada, H., Nakamura, T., & Komeda, M. (2009). Development of a multi-modal Monte-Carlo radiation treatment planning system combined with PHITS. In *Laser-Driven Relativistic Plasmas Applied to Science, Industry, and Medicine* (hal. 377–387). 2nd International Symposium.
- Kumada, H., Takada, K., Yamanashi, K., Sakae, T., Matsumura, A., & Sakurai, H. (2015). Verification of nuclear data for the Tsukuba plan, a newly developed treatment planning system for boron neutron capture therapy. *Applied Radiation and Isotopes*, 106, 111–115. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2015.08.032>
- Laurentia, G. N., & Rodica. Anghel, M. (2016). Boron Neutron Capture Therapy: Delivery Agents Uused in Boron Administration. *Therapeutics, Pharmacology and Clinical Toxicolog*, XX(1), 25–32.

- Liu, J., Iii, W. S. K., Riley, K. J., Binns, P. J., Patel, H., John, W., ... Harling, O. K. (2008). Functional and Histological Changes in Rat Lung after Boron Neutron Capture Therapy Functional and Histological Changes in Rat Lung after Boron Neutron Capture Therapy. *Radiation Research*, 170(1), 60–69.
- Matsumoto, T. ã. (2007). Monte Carlo simulation of depth – dose distribution in several organic models for boron neutron capture therapy. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A*, 580, 552–557. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2007.05.233>
- McConn, R., Gesh, C., Pagh, R., Rucker, R., & Williams, R. (2011). *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling*. Pasific Northwest National Laboratory (Vol. 1). Richland, Washington: Pasific Northwest National Laboratory. <https://doi.org/10.2172/1023125>
- Moss, R. L. (2014). Critical review, with an optimistic outlook, on Boron Neutron Capture Therapy (BNCT). *Applied Radiation and Isotopes*, 88, 2–11. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2013.11.109>
- Mukawa, T., Matsumoto, T., & Niita, K. (2011). Study on Microdosimetry for Boron Neutron Capture Therapy. *Progress in NUCLEAR SCIENCE and TECHNOLOGY*, 2, 242–246.
- National Cancer Institute. (2015). Types of Cancer Treatment. Diambil 15 Januari 2018, dari <https://www.cancer.gov/about-cancer/treatment/types>
- Niita, K., Sato, T., Iwamoto, Y., Hashimoto, S., Ogawa, T., Furuta, T., ... Sihver, L. (2015). *PHITS Ver. 2.81 User's Manual*.
- Novitasari, I. S., Widarto, & Sumardi, Y. (2015). *Analisis Fluks Neutron pada Beam Port Tembus Radial Reaktor Kartini Untuk Fasilitas Uji in Vivo dan in Vitro Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)*. Universitas Negeri Yogyakarta.
- Ntoy, S. G., Sardjono, Y., Division, P. P., & Energy, A. T. N. (2018). Calculation of bnct dosimetry for brain cancer based on kartini research reactor using the phits code. *Jurnal Teknologi Reaktor Nuklir*, 2015, 159–168. <https://doi.org/10.17146/tdm.2017.19.3.3634>
- Oktajianto, H., & Setiawati, E. (2016). Monte Carlo Simulation in Internal Radiotherapy of Thyroid Cancer. *International Journal of Engineering Technologies and Management Research*, 3. <https://doi.org/10.5281/zenodo.159151>
- Petoussi-Henss, N., Bolch, W. E., Eckerman, K. F., Endo, A., Hertel, N., Hunt, J., ... Zankl, M. (2010). Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. *Annals of the ICRP*, 40(2–5), 1–

257. <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2011.10.001>

- Purwantoro, K. M. (2016). *Analisis Distribusi Dosis Radiasi pada Terapi Kanker Serviks dengan Boron Neutron Capture Cancer Therapy menggunakan MCNPX*. Universitas Gajah Mada.
- Sakurai, Y., Tanaka, H., Takata, T., Fujimoto, N., & Suzuki, M. (2015). Advances in Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) at Kyoto University - From Reactor-based BNCT to Accelerator-based BNCT. *Journal of the Korean Physical Society*, 67(1), 76–81. <https://doi.org/10.3938/jkps.67.76>
- Sardjono, Y. (2015). *Pengenalan Fisika Neutron – Prinsip Dasar: Desain Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) Edisi 1*. Yogyakarta: Galangpress.
- Sardjono, Y., Widodo, S., & Tantawy, H. (2016). A Design of Boron Neutron Capture Therapy for Cancer Treatment in Indonesia. *International Journal of Physics and Nuclear Applications*, 1–13.
- Sauerwein, W. A. G., & Moss, R. L. (2009). *Requirements for Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) at a Nuclear Research Reactor*. Netherlands: European Commission.
- Sauerwein, W. A. G., & Wittig, A. (2012). *Neutron Capture Therapy*. (R. L. Moss & Y. Nakagawa, Ed.) (Vol. 5). Heidelberg: Neutron Capture Therapyringer. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-31334-9>
- Schiller, J. H., Parles, K., & Cipau, A. D. C. (2010). *100 Questions & Answers About Lung Cancer* (Second). United States of America: Jones and Bartlett Publishers, LCC.
- Siwi, D. B. (2013). *Analisis Dosis di Organ Kritis pada Terapi Globlastoma dengan Boron Neutron Capture Therapy menggunakan Metode Simulasi MCNP5*. Universitas Gajah Mada.
- Stoppler, M. C. (2010). Lung Cancer Symptoms, Signs, Stages, Treatment & Types. Diambil 2 Mei 2018, dari https://www.medicinenet.com/lung_cancer/article.htm
- Suzuki, M., Suzuki, O., & Sakurai, Y. (2012). Reirradiation for locally recurrent lung cancer in the chest wall with boron neutron capture therapy (BNCT). *International Cancer Conference Journal*. <https://doi.org/10.1007/s13691-012-0048-8>
- Takada, K., Isobe, T., Kumada, H., Yamamoto, T., Shida, K., Kobayashi, D., ... Sakae, T. (2014). Evaluation of the radiation dose for whole body in boron neutron capture therapy. *Progress in Nuclear Science and Technology*, 4, 820–823. <https://doi.org/10.15669/pnst.4.820>

- Trivillin, V. A., Garabalino, M. A., Colombo, L. L., González, S. J., Farías, R. O., Monti Hughes, A., ... Schwint, A. E. (2014). Biodistribution of the boron carriers boronophenylalanine (BPA) and/or decahydrodecaborate (GB-10) for Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) in an experimental model of lung metastases. *Applied Radiation and Isotopes*, 88(3), 94–98. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2013.11.115>
- Tsim, S., Dowd, C. A. O., Milroy, R., & Davidson, S. (2010). Staging of non-small cell lung cancer (NSCLC): A review. *Respiratory Medicine*, 104(12), 1767–1774. <https://doi.org/10.1016/j.rmed.2010.08.005>
- Vallenry, B. Y. (2014). *Pemodelan Kolimator di Radial Beam Port Reaktor Kartini untuk Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)*. Universitas Gajah Mada.
- Van Dyk, J., Keane, T. J., Kan, S., Rider, W. D., & Fryer, C. J. H. (1981). Radiation pneumonitis following large single dose irradiation: A re-evaluation based on absolute dose to lung. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 7(4), 461–467. [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(81\)90131-0](https://doi.org/10.1016/0360-3016(81)90131-0)
- Wahyuningsih, D. (2014). *Optimasi Desain Kolimator untuk Uji In Vivo Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) pada Beam Port Tembus Reaktor Kartini menggunakan simulasi MCNP5*. Universitas Gajah Mada.
- Weaver, H. (2017). Lung cancer : diagnosis , staging and treatment. *Surgery*, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2017.02.007>
- Weir, H. K., Anderson, R. N., Coleman King, S. M., Soman, A., Thompson, T. D., Hong, Y., ... Leadbetter, S. (2016). Heart Disease and Cancer Deaths — Trends and Projections in the United States, 1969–2020. *Preventing Chronic Disease*, 13, 160211. <https://doi.org/10.5888/pcd13.160211>
- WHO. (2017a). Fact Sheet. Diambil 15 Januari 2018, dari www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/
- WHO. (2017b). Top 10 causes of death. WHO. Diambil dari http://www.who.int/gho/mortality_burden_disease/causes_death/top_10/en/
- Wild, C. P. (2014). *World Cancer Report 2014*. Lyon, France: International Agency for Research on Cancer.
- X-5 Monte Carlo Team. (2003). *MCNP—A General Monte Carlo N-particle transport code, version 5 Vol. II: overview and theory*. New Mexico: Los Alamos National Laboratory.
- Zappa, C., & Mousa, S. A. (2016). Non-small cell lung cancer: current treatment and future advances. *Translational Lung Cancer Research*, 5(3), 288–300. <https://doi.org/10.21037/tlcr.2016.06.07>

- Zheng, M. (2016). Classification and Pathology of Lung Cancer. *Surgical Oncology Clinics of NA*, 25(3), 447–468. <https://doi.org/10.1016/j.soc.2016.02.003>
- Zolfaghari, M., & Sedaghatizadeh, M. (2015). Design and Simulation of Photoneutron Source by MCNPX Monte Carlo Code for Boron Neutron Capture Therapy. *Iranian Journal of Medical Physics*, 12(2), 129–136.

LAMPIRAN-LAMPIRAN

Lampiran 1. Perhitungan Fraksi Massa Boron

Konsentrasi B-10 pada area CTV divariasikan sebesar 50% dari konsentrasi B-10 yang diberikan pada area GTV. Sedangkan konsentrasi B-10 pada area PTV dan jaringan sehat lainnya divariasikan sebesar 10% dari konsentrasi B-10 yang diberikan pada area GTV.

Contoh perhitungan fraksi massa B-10 dengan konsentrasi 25 µg/g jaringan kanker.

1. GTV

$$V = 14,137 \text{ cm}^3$$

$$\rho = 1,05 \text{ g.cm}^3$$

$$\begin{aligned} \text{Massa}_{\text{GTV}} &= V \times \rho \\ &= 14,137 \times 1,05 \\ &= 14,84385 \text{ g} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Massa}_{\text{boron}} &= 25 \cdot 10^{-6} \times 14,84385 \text{ g} \\ &= 3,71096 \times 10^{-4} \text{ g} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Fraksi massa}_{\text{boron}} &= \frac{\text{massa}_{\text{boron}}}{\text{massa}_{\text{boron}} + \text{massa}_{\text{GTV}}} \\ &= \frac{3,71096 \times 10^{-4}}{3,71096 \times 10^{-4} + 14,84385} = 2,49994 \times 10^{-5} \end{aligned}$$

2. CTV

$$V = 33,51032 \text{ cm}^3$$

$$\rho = 1,05 \text{ g.cm}^3$$

$$\begin{aligned} \text{Massa}_{\text{CTV}} &= V \times \rho \\ &= 33,51032 \times 1,05 \\ &= 35,18584 \text{ g} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Massa}_{\text{boron}} &= \frac{1}{2} \times 25 \cdot 10^{-6} \times 35,18584 \text{ g} \\ &= 4,39823 \times 10^{-4} \text{ g} \end{aligned}$$

$$\text{Fraksi massa}_{\text{boron}} = \frac{\text{massa}_{\text{boron}}}{\text{massa}_{\text{boron}} + \text{massa}_{\text{CTV}}}$$

$$= \frac{4,39823 \times 10^{-4}}{4,39823 \times 10^{-4} + 35,18584} = 1,24998 \times 10^{-5}$$

3. PTV

$$V = 65,449847 \text{ cm}^3$$

$$\rho = 0,296 \text{ g. cm}^3$$

$$\text{Massa}_{\text{PTV}} = V \times \rho$$

$$= 65,449847 \times 0,296$$

$$= 19,373 \text{ g}$$

$$\text{Massa}_{\text{boron}} = \frac{1}{10} \times 25 \cdot 10^{-6} \times 19,373 \text{ g}$$

$$= 4,8432 \times 10^{-5} \text{ g}$$

$$\text{Fraksi massa}_{\text{boron}} = \frac{\text{massa}_{\text{boron}}}{\text{massa}_{\text{boron}} + \text{massa}_{\text{PTV}}}$$

$$= \frac{4,8432 \times 10^{-5}}{4,8432 \times 10^{-5} + 19,373} = 0,25 \times 10^{-5}$$

4. Jaringan paru-paru kanan sehat

$$V = 1810 \text{ cm}^3$$

$$\rho = 0,296 \text{ g. cm}^3$$

$$\text{Massa}_{\text{jaringan}} = V \times \rho$$

$$= 1810 \times 0,296$$

$$= 535,76 \text{ g}$$

$$\text{Massa}_{\text{boron}} = \frac{1}{10} \times 25 \cdot 10^{-6} \times 535,76 \text{ g}$$

$$= 133,94 \times 10^{-5} \text{ g}$$

$$\text{Fraksi massa}_{\text{boron}} = \frac{\text{massa}_{\text{boron}}}{\text{massa}_{\text{boron}} + \text{massa}_{\text{jaringan}}}$$

$$= \frac{133,94 \times 10^{-5}}{133,94 \times 10^{-5} + 535,76} = 0,25 \times 10^{-5}$$

5. Kulit pada bagian badan

$$V = 1410 \text{ cm}^3$$

$$\rho = 1,04 \text{ g.cm}^3$$

$$\text{Massa}_{\text{jaringan}} = V \times \rho$$

$$= 1410 \times 1,04$$

$$= 1466,4 \text{ g}$$

$$\text{Massa}_{\text{boron}} = \frac{1}{10} \times 25 \cdot 10^{-6} \times 1466,4 \text{ g}$$

$$= 366,6 \times 10^{-5} \text{ g}$$

$$\text{Fraksi massa}_{\text{boron}} = \frac{\text{massa}_{\text{boron}}}{\text{massa}_{\text{boron}} + \text{massa}_{\text{jaringan}}}$$

$$= \frac{366,6 \times 10^{-5}}{366,6 \times 10^{-5} + 1466,4} = 0,25 \times 10^{-5}$$

6. Tulang rusuk

$$V = 694 \text{ cm}^3$$

$$\rho = 1,4 \text{ g.cm}^3$$

$$\text{Massa}_{\text{jaringan}} = V \times \rho$$

$$= 694 \times 1,4$$

$$= 971,6 \text{ g}$$

$$\text{Massa}_{\text{boron}} = \frac{1}{10} \times 25 \cdot 10^{-6} \times 971,6 \text{ g}$$

$$= 242,9 \times 10^{-5} \text{ g}$$

$$\text{Fraksi massa}_{\text{boron}} = \frac{\text{massa}_{\text{boron}}}{\text{massa}_{\text{boron}} + \text{massa}_{\text{jaringan}}}$$

$$= \frac{242,9 \times 10^{-5}}{242,9 \times 10^{-5} + 971,6} = 0,25 \times 10^{-5}$$

7. Jantung

$$V = 437 \text{ cm}^3$$

$$\rho = 1,04 \text{ g.cm}^3$$

$$\text{Massa}_{\text{jaringan}} = V \times \rho$$

$$\begin{aligned}
&= 437 \times 1,04 \\
&= 454,48 \text{ g} \\
\text{Massa}_{\text{boron}} &= \frac{1}{10} \times 25 \cdot 10^{-6} \times 454,48 \text{ g} \\
&= 113,62 \times 10^{-5} \text{ g} \\
\text{Fraksi massa}_{\text{boron}} &= \frac{\text{massa}_{\text{boron}}}{\text{massa}_{\text{boron}} + \text{massa}_{\text{jaringan}}} \\
&= \frac{113,62 \times 10^{-5}}{113,62 \times 10^{-5} + 454,48} = 0,25 \times 10^{-5}
\end{aligned}$$

Untuk perhitungan fraksi massa B-10 dengan konsentrasi 30, 40, 60, 70 µg/g jaringan kanker sama dengan cara di atas.

Diperoleh hasil fraksi massa material jaringan GTV, CTV, PTV, paru-paru sehat, kulit sehat, jantung sehat, dan tulang rusuk sehat pada tabel di bawah.

Lampiran 2. Perhitungan Laju Dosis

Contoh perhitungan laju dosis tiap komponen dan laju dosis total pada konsentrasi boron 50 µg/g jaringan kanker pada jaringan utama kanker (GTV).

1. Laju dosis hamburan neutron (\dot{D}_n)

$$\dot{D}_n = 2,4896 \times 10^{-5} \text{ Gy/s}$$

2. Laju dosis alfa (\dot{D}_α)

m_{boron}	=	$1,1304 \times 10^{-3} \text{ g}$
Ar_{boron}	=	$10,81 \text{ g/mol}$
m_{kanker}	=	$2,2608 \times 10^{-2} \text{ kg}$
N_{boron}	=	$\frac{\left(\frac{m(g)}{Ar(g/mol)}\right)_{Hydrogen} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{m_{kanker}(kg)}$ $= \frac{\left(\frac{1,1304 \times 10^{-3}}{10,81}\right) \cdot 6,023 \times 10^{23}}{2,2608 \times 10^{-2}}$ $= 2,7858 \times 10^{21} \text{ atom/kg}$
Φ_{termal}	=	$1,2028 \times 10^8 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$
σ_{boron}	=	$3,8637 \times 10^{-21} \text{ cm}^2$
E	=	$2,33 \text{ MeV} \cdot 1,6 \times 10^{-13} \text{ J/MeV}$ $= 3,728 \times 10^{-13} \text{ J}$
\dot{D}_α	=	$N_{boron} \cdot \Phi_{termal} \cdot \sigma_{boron} \cdot E$ $= 2,7858 \times 10^{21} \cdot 1,2028 \times 10^8 \cdot 3,8637 \times 10^{-21} \cdot 3,728 \times 10^{-13}$ $= 4,8265 \times 10^{-4} \text{ Gy/s}$

3. Laju dosis proton (\dot{D}_p)

$m_{nitrogen}$	=	$\text{fraksi nitrogen} \cdot m_{kanker}$ $(4,4998 \times 10^{-2}) \cdot (22,608 \text{ g})$ $1,0173 \text{ g}$
----------------	---	---

$Ar_{nitrogen}$	= 14,008 g/mol
m_{kanker}	= $2,2608 \times 10^{-2}$ kg
$N_{nitrogen}$	$= \frac{\left(\frac{m(g)}{Ar(g/mol)}\right)_{Hydrogen} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{m_{kanker}(kg)}$ $= \frac{\left(\frac{1,0173}{14,008}\right) \cdot 6,023 \times 10^{23}}{2,2608 \times 10^{-2}}$ $= 1,9348 \times 10^{24} \text{ atom/kg}$
Φ_{termal}	= $1,2028 \times 10^8 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$
$\sigma_{nitrogen}$	= $1,8269 \times 10^{-24} \text{ cm}^2$
E	$= 0,63 \text{ MeV} \cdot 1,6 \times 10^{-13} \text{ J/MeV}$ $= 1,008 \times 10^{-13} \text{ J}$
\dot{D}_p	$= N_{nitrogen} \cdot \Phi_{termal} \cdot \sigma_{nitrogen} \cdot E$ $= 1,9348 \times 10^{24} \cdot 1,2028 \times 10^8 \cdot 1,8269 \times 10^{-24} \cdot 1,008 \times 10^{-13}$ $= 4,2856 \times 10^{-5} \text{ Gy/s}$

4. Laju dosis sinar gamma (\dot{D}_γ)

$m_{hidrogen}$	$= \text{fraksi hidrogen} \cdot m_{kanker}$ $= (9,8995 \times 10^{-2}) \cdot (22,608 \text{ g})$ $= 2,2381 \text{ g}$
$Ar_{hidrogen-kanker}$	= 2 g/mol
m_{kanker}	= $2,2608 \times 10^{-2}$ kg
$N_{hidrogen-kanker}$	$= \frac{\left(\frac{m(g)}{Ar(g/mol)}\right)_{Hydrogen} \cdot 6,023 \times 10^{23} \text{ atom/mol}}{m_{kanker}(kg)}$ $= \frac{\left(\frac{2,2381}{2}\right) \cdot 6,023 \times 10^{23}}{2,2608 \times 10^{-2}}$ $= 2,9813 \times 10^{25} \text{ atom/kg}$
Φ_{termal}	= $1,2028 \times 10^8 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$

$\sigma_{hidrogen}$	$= 3,3196 \times 10^{-25} \text{ cm}^2$
\ddot{R}	$= N_{hidrogen-kanker} \cdot \Phi_{termal} \cdot \sigma_{hidrogen}$ $= 2,9813 \times 10^{25} \cdot 1,2028 \times 10^8 \cdot 3,3196 \times 10^{-25}$ $= 1,1904 \times 10^9 \text{ Bq/kg}$
Δ	$= 2,23 \text{ MeV}/\gamma \cdot 1,6 \times 10^{-13}$ $= 3,568 \times 10^{-13} \text{ Gy. kg/Bq. s}$
ϕ	$= 3,98 \times 10^{-2}$ (hasil interpolasi pada tabel fraksi serapan dengan sumber berada di pru-paru dan target adalah paru-paru, lihat Lampiran 4)
\dot{D}_γ	$= \ddot{R} \cdot \Delta \cdot \phi$ $= 1,1904 \times 10^9 \cdot 3,568 \times 10^{-13} \cdot 3,98 \times 10^{-2}$ $= 1,6904 \times 10^{-5} \text{ Gy/s}$

5. Laju dosis total (\dot{D}_{total})

$$\begin{aligned}
\dot{D}_{total} &= (w_{alfa} \cdot \dot{D}_{alfa}) + (w_p \cdot \dot{D}_{proton}) + (w_n \cdot \dot{D}_{neutron}) + (w_\gamma \cdot \dot{D}_\gamma) \\
&= (3,8 \cdot 4,8265 \times 10^{-4}) + (3,2 \cdot 4,2856 \times 10^{-5}) \\
&\quad + (3,2 \cdot 2,4896 \times 10^{-5}) + (1 \cdot 1,6904 \times 10^{-5}) \\
&= 2,0678 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}
\end{aligned}$$

Untuk perhitungan laju dosis pada tiap konsentrasi 30, 40, 60, 70 $\mu\text{g/g}$ jaringan kanker dan tiap organ sama dengan cara di atas.

Lampiran 3. Data Volume dan Fraksi Massa Penyusun Material Organ

Volume Organ pada berbagai Usia

Phantom	Volume (cm ³)					
	Paru-paru Kiri	Paru-paru Kanan	Kedua Paru-Paru	Kulit pada bagian badan	Tulang Rusuk	Jantung
Bayi	79,1	91,9	171	54.6	34	35.1
Usia 1	225	259	484	121	87.4	69.9
Usia 5	454	526	980	225	174	129
Usia 10	709	821	1530	370	295	210
15-Wanita Dewasa	1020	1180	2200	958	531	334
Pria Dewasa	1560	1810	3380	1410	694	437

Fraksi Massa per Konsentrasi Boron

1. 30 µg/g

Unsur	Kode dalam program	GTV	CTV	PTV dan Paru-paru sehat	Kulit dan Jantung sehat	Tulang Rusuk sehat
H	1001	0.09899703	0.098998515	0.101277696	0.104471687	0.100636698
C	6012	0.26899193	0.268995965	0.102309693	0.232189303	0.107829677
N	7014	0.04499865	0.044999325	0.028649914	0.024879925	0.027679917
O	8016	0.568982931	0.568991465	0.757069729	0.630236109	0.754770736
Na	11023	-	-	0.001839994	0.001129997	0.000749998
Mg	12024	-	-	0.000729998	0.00013	0.000189999
P	15031	0.01799946	0.01799973	0.000799998	0.001329996	0.001799995
S	16032	-	-	0.002249993	0.001989994	0.002409993
Cl	17035	-	-	0.002659992	0.001339996	0.000789998
K	19039	-	-	0.001939994	0.001989994	0.003019991
Ca	20040	-	-	8.99997E-05	0.000229999	2.99999E-05
Fe	26056	-	-	0.000369999	4.99999E-05	3.99999E-05
Zn	30065	-	-	9.99997E-06	2.99999E-05	4.99999E-05
B	5010	2.99991E-05	1.49998E-05	2.99999E-06	2.99999E-06	2.99999E-06

2. 40 µg/g

Unsur	Kode dalam program	GTV	CTV	PTV dan Paru-paru sehat	Kulit dan Jantung sehat	Tulang Rusuk sehat
H	1001	0.09899604	0.09899802	0.101277595	0.104471582	0.100636597
C	6012	0.26898924	0.26899462	0.102309591	0.232189071	0.107829569
N	7014	0.0449982	0.0449991	0.028649885	0.0248799	0.027679889
O	8016	0.568977241	0.56898862	0.757068972	0.630235479	0.754769981
Na	11023	-	-	0.001839993	0.001129995	0.000749997
Mg	12024	-	-	0.000729997	0.000129999	0.000189999
P	15031	0.01799928	0.01799964	0.000799997	0.001329995	0.001799993
S	16032	-	-	0.002249991	0.001989992	0.00240999
Cl	17035	-	-	0.002659989	0.001339995	0.000789997
K	19039	-	-	0.001939992	0.001989992	0.003019988
Ca	20040	-	-	8.99996E-05	0.000229999	2.99999E-05
Fe	26056	-	-	0.000369999	4.99998E-05	3.99998E-05
Zn	30065	-	-	9.99996E-06	2.99999E-05	4.99998E-05
B	5010	3.99984E-05	1.99996E-05	3.99998E-06	3.99998E-06	3.99998E-06

3. 50 µg/g

Unsur	Kode dalam program	GTV	CTV	PTV dan Paru-paru sehat	Kulit dan Jantung sehat	Tulang Rusuk sehat
H	1001	0.09899505	0.098997525	0.101277494	0.104471478	0.100636497
C	6012	0.268986551	0.268993275	0.102309488	0.232188839	0.107829461
N	7014	0.04499775	0.044998875	0.028649857	0.024879876	0.027679862
O	8016	0.568971551	0.568985775	0.757068215	0.630234849	0.754769226
Na	11023	-	-	0.001839991	0.001129994	0.000749996
Mg	12024	-	-	0.000729996	0.000129999	0.000189999
P	15031	0.0179991	0.01799955	0.000799996	0.001329993	0.001799991
S	16032	-	-	0.002249989	0.00198999	0.002409988
Cl	17035	-	-	0.002659987	0.001339993	0.000789996
K	19039	-	-	0.00193999	0.00198999	0.003019985
Ca	20040	-	-	8.99996E-05	0.000229999	2.99999E-05
Fe	26056	-	-	0.000369998	4.99998E-05	3.99998E-05
Zn	30065	-	-	9.99995E-06	2.99999E-05	4.99998E-05
B	5010	4.99975E-05	2.49994E-05	4.99998E-06	4.99998E-06	4.99998E-06

4. 60 µg/g

Unsur	Kode dalam program	GTV	CTV	PTV dan Paru-paru sehat	Kulit dan Jantung sehat	Tulang Rusuk sehat
H	1001	0.09899406	0.09899703	0.101277392	0.104471373	0.100636396
C	6012	0.268983861	0.26899193	0.102309386	0.232188607	0.107829353
N	7014	0.0449973	0.04499865	0.028649828	0.024879851	0.027679834
O	8016	0.568965862	0.568982931	0.757067458	0.630234219	0.754768471
Na	11023	-	-	0.001839989	0.001129993	0.000749996
Mg	12024	-	-	0.000729996	0.000129999	0.000189999
P	15031	0.01799892	0.01799946	0.000799995	0.001329992	0.001799989
S	16032	-	-	0.002249987	0.001989988	0.002409986
Cl	17035	-	-	0.002659984	0.001339992	0.000789995
K	19039	-	-	0.001939988	0.001989988	0.003019982
Ca	20040	-	-	8.99995E-05	0.000229999	2.99998E-05
Fe	26056	-	-	0.000369998	4.99997E-05	3.99998E-05
Zn	30065	-	-	9.99994E-06	2.99998E-05	4.99997E-05
B	5010	5.99964E-05	2.99991E-05	5.99996E-06	5.99996E-06	5.99996E-06

5. 70 µg/g

Unsur	Kode dalam program	GTV	CTV	PTV dan Paru-paru sehat	Kulit dan Jantung sehat	Tulang Rusuk sehat
H	1001	0.09899307	0.098996535	0.101277291	0.104471269	0.100636296
C	6012	0.268981171	0.268990585	0.102309284	0.232188375	0.107829245
N	7014	0.04499685	0.044998425	0.028649799	0.024879826	0.027679806
O	8016	0.568960173	0.568980086	0.757066701	0.630233588	0.754767717
Na	11023	-	-	0.001839987	0.001129992	0.000749995
Mg	12024	-	-	0.000729995	0.000129999	0.000189999
P	15031	0.01799874	0.01799937	0.000799994	0.001329991	0.001799987
S	16032	-	-	0.002249984	0.001989986	0.002409983
Cl	17035	-	-	0.002659981	0.001339991	0.000789994
K	19039	-	-	0.001939986	0.001989986	0.003019979
Ca	20040	-	-	8.99994E-05	0.000229998	2.99998E-05
Fe	26056	-	-	0.000369997	4.99997E-05	3.99997E-05
Zn	30065	-	-	9.99993E-06	2.99998E-05	4.99997E-05
B	5010	6.99951E-05	3.49988E-05	6.99995E-06	6.99995E-06	6.99995E-06

Lampiran 4. Data Fraksi Dosis Serap Gamma

Specific Absorbed Fraction of Photon Energy in kg-1: Recommended Values for the Adult Male

Source = Lng_Tiss Energy (MeV)												
Target	0.010	0.015	0.020	0.030	0.050	0.100	0.200	0.500	1.000	1.500	2.000	4.000
Adrenals	3.68E-05	5.79E-04	4.09E-03	1.31E-02	1.43E-02	1.19E-02	1.13E-02	1.06E-02	9.50E-03	8.62E-03	8.05E-03	7.15E-03
UB_Wall	0.0	0.0	0.0	1.29E-07	1.22E-05	4.48E-05	9.82E-05	1.72E-04	2.27E-04	2.62E-04	2.87E-04	3.48E-04
Bone_Sur	4.51E-05	9.04E-04	4.69E-03	1.64E-02	2.01E-02	1.03E-02	5.60E-03	4.21E-03	3.83E-03	3.56E-03	3.34E-03	2.82E-03
Brain	0.0	0.0	7.47E-09	1.08E-05	1.62E-04	3.41E-04	4.41E-04	6.12E-04	7.29E-04	7.85E-04	8.13E-04	8.23E-04
Breasts	2.90E-08	4.70E-04	4.43E-03	1.63E-02	1.56E-02	1.16E-02	1.10E-02	1.10E-02	1.04E-02	9.71E-03	9.05E-03	6.99E-03
St_Wall	1.10E-04	6.10E-04	2.06E-03	5.58E-03	7.23E-03	6.19E-03	5.53E-03	5.17E-03	5.05E-03	4.86E-03	4.64E-03	3.98E-03
SI_Wall	0.0	0.0	1.32E-08	1.80E-05	2.99E-04	6.37E-04	7.23E-04	8.78E-04	1.08E-03	1.05E-03	9.81E-04	8.72E-04
ULI_Wall	0.0	0.0	3.24E-08	4.66E-05	4.10E-04	8.64E-04	9.65E-04	1.06E-03	1.17E-03	1.14E-03	1.09E-03	1.02E-03
LLI_Wall	0.0	0.0	7.04E-10	3.07E-06	6.35E-05	1.43E-04	2.00E-04	3.10E-04	3.76E-04	4.32E-04	4.68E-04	4.69E-04
Kidneys	0.0	1.29E-07	4.23E-05	1.07E-03	2.98E-03	3.38E-03	3.23E-03	3.23E-03	3.48E-03	3.29E-03	3.08E-03	2.70E-03
Liver	1.18E-04	2.95E-03	9.54E-03	1.59E-02	1.40E-02	1.05E-02	9.35E-03	8.67E-03	8.14E-03	7.62E-03	7.13E-03	5.71E-03
ET1-bas	0.0	2.45E-08	3.13E-05	1.53E-03	4.27E-03	4.59E-03	4.09E-03	4.20E-03	3.96E-03	3.90E-03	3.80E-03	3.04E-03
ET2-bas	0.0	2.45E-08	3.13E-05	1.53E-03	4.27E-03	4.59E-03	4.09E-03	4.20E-03	3.96E-03	3.90E-03	3.80E-03	3.04E-03
LN-ET	0.0	2.45E-08	3.13E-05	1.53E-03	4.27E-03	4.59E-03	4.09E-03	4.20E-03	3.96E-03	3.90E-03	3.80E-03	3.04E-03
BBI-bas	9.13E-01	7.21E-01	5.02E-01	2.38E-01	9.39E-02	5.26E-02	5.04E-02	5.19E-02	4.74E-02	4.32E-02	3.98E-02	3.13E-02
BBI-sec	9.13E-01	7.21E-01	5.02E-01	2.38E-01	9.39E-02	5.26E-02	5.04E-02	5.19E-02	4.74E-02	4.32E-02	3.98E-02	3.13E-02
bbe-sec	9.13E-01	7.21E-01	5.02E-01	2.38E-01	9.39E-02	5.26E-02	5.04E-02	5.19E-02	4.74E-02	4.32E-02	3.98E-02	3.13E-02
AI	9.13E-01	7.21E-01	5.02E-01	2.38E-01	9.39E-02	5.26E-02	5.04E-02	5.19E-02	4.74E-02	4.32E-02	3.98E-02	3.13E-02
LN-Th	9.13E-01	7.21E-01	5.02E-01	2.38E-01	9.39E-02	5.26E-02	5.04E-02	5.19E-02	4.74E-02	4.32E-02	3.98E-02	3.13E-02
Lng_Tiss	9.13E-01	7.21E-01	5.02E-01	2.38E-01	9.39E-02	5.26E-02	5.04E-02	5.19E-02	4.74E-02	4.32E-02	3.98E-02	3.13E-02
Lung_NP	0.0	2.45E-08	3.13E-05	1.53E-03	4.27E-03	4.59E-03	4.09E-03	4.20E-03	3.96E-03	3.90E-03	3.80E-03	3.04E-03
Lung_TB	9.13E-01	7.21E-01	5.02E-01	2.38E-01	9.39E-02	5.26E-02	5.04E-02	5.19E-02	4.74E-02	4.32E-02	3.98E-02	3.13E-02
Lung_P	9.13E-01	7.21E-01	5.02E-01	2.38E-01	9.39E-02	5.26E-02	5.04E-02	5.19E-02	4.74E-02	4.32E-02	3.98E-02	3.13E-02
Muscle	1.72E-03	4.97E-03	8.03E-03	9.10E-03	6.59E-03	4.66E-03	4.43E-03	4.33E-03	4.07E-03	3.79E-03	3.55E-03	2.91E-03
Ovaries	0.0	0.0	0.0	1.44E-06	5.18E-05	1.99E-04	3.69E-04	4.76E-04	5.15E-04	5.42E-04	5.57E-04	5.63E-04
Pancreas	2.91E-08	1.18E-05	8.39E-04	6.24E-03	1.06E-02	9.34E-03	7.80E-03	7.78E-03	6.81E-03	6.23E-03	5.84E-03	4.85E-03
R_Marrow	1.77E-05	3.10E-04	1.45E-03	4.56E-03	6.06E-03	5.55E-03	5.44E-03	5.63E-03	5.11E-03	4.73E-03	4.46E-03	3.76E-03
Skin	1.12E-06	3.88E-05	4.79E-04	1.94E-03	2.29E-03	1.96E-03	2.02E-03	2.18E-03	2.19E-03	2.19E-03	2.14E-03	1.78E-03
Spleen	8.49E-05	8.52E-04	4.38E-03	1.06E-02	1.11E-02	8.43E-03	7.67E-03	7.24E-03	7.01E-03	6.54E-03	6.12E-03	5.23E-03
Testes	0.0	0.0	0.0	2.49E-09	1.14E-06	1.07E-05	2.86E-05	6.37E-05	9.92E-05	1.19E-04	1.32E-04	1.61E-04
Thymus	0.0	8.65E-06	1.26E-03	1.24E-02	1.95E-02	1.54E-02	1.35E-02	1.29E-02	1.19E-02	1.11E-02	1.03E-02	8.32E-03
Thyroid	0.0	2.45E-08	3.13E-05	1.53E-03	4.27E-03	4.59E-03	4.09E-03	4.20E-03	3.96E-03	3.90E-03	3.80E-03	3.04E-03
GB_Wall	0.0	6.66E-08	2.77E-05	1.05E-03	3.49E-03	3.81E-03	3.60E-03	3.52E-03	3.32E-03	3.24E-03	3.17E-03	2.77E-03
Ht_Wall	9.12E-05	3.33E-03	1.59E-02	3.48E-02	3.28E-02	2.27E-02	2.05E-02	1.90E-02	1.72E-02	1.58E-02	1.47E-02	1.16E-02
Uterus	0.0	0.0	0.0	9.90E-07	5.24E-05	1.56E-04	2.70E-04	3.71E-04	4.32E-04	4.64E-04	4.86E-04	5.34E-04

Lampiran 5. Listing Program PHITS

[T i t l e]

Perhitungan Dosis BNCT pada Kanker Paru-Paru

[P a r a m e t e r s]

```
icntl = 0 # (D=0) 3:ECH 5:NOR 6:SRC 7,8:GSH 11:DSH 12:DUMP
maxcas = 100000 # (D=10) number of particles per one batch
maxbch = 100 # (D=10) number of batches
file(6) = phits.out # (D=phits.out) general output file name
emin(2) = 1.000000000E-10 # (D=1.0) cut-off energy of neutron (MeV)
emin(12) = 1.000000000E-01 # (D=1.d9) cut-off energy of electron (MeV)
emin(14) = 1.000000000E-03 # (D=1.d9) cut-off energy of photon (MeV)
emin(18) = 1.000000000E-03 # (D=1.d9) cut-off energy of alpha (MeV)
emin(19) = 1.000000000E-03 # (D=1.d9) cut-off energy of nucleus (MeV)
dmax(2) = 20.0000000 # (D=emin(2)) data max. energy of neutron (MeV)
dmax(12) = 1000.00000 # (D=emin(12)) data max. energy of electron (MeV)
dmax(14) = 1000.00000 # (D=emin(14)) data max. energy of photon (MeV)
dmax(18) = 1000.00000 # (D=emin(18)) data max. energy of alpha (MeV)
dmax(19) = 1000.00000 # (D=emin(18)) data max. energy of nucleus (MeV)
e-mode = 2
igamma = 2
iprint = 1 # (D=0) photonuclear GDR, 1:analog, -1:implicit
```

[S o u r c e]

```
totfact = 1.5**2*pi # (D=1.0) global factor
<source> = 2 # Relative ratio of intensity for each source
s-type = 4 # mono-energetic axial source / cylinder with energy distribution
proj = neutron # kind of incident particle
r0 = 1.5 # radius [cm]
z0 = 0.
z1 = 0.
trcl = 3 # transformasi
dir = 1. #direction
e-type = 8
ne = 1502
infl: {Neutron.inp}{1-1502}
```

```
<source> = 1.0
totfact = 1.5**2*pi
s-type = 4 # mono-energetic axial source
proj = photon # kind of incident particle
r0 = 1.5 # radius [cm]
z0 = 0.
z1 = 0.
trcl = 3 # transformasi
dir = 1. #direction
e-type = 8
ne = 1502
infl: {Photon.inp}{1-1502}
```

[M A T E R I A L]

```
m1 1001 -1.0128E-01 $Hydrogen (H)
6012 -1.0231E-01 $Karbon (C)
7014 -2.8650E-02 $Nitrogen (N)
8016 -7.5707E-01 $Oksigen (O)
11023 -1.8400E-03 $Natrium (Na)
```

12024 -7.3000E-04 \$Magnesium (Mg)
 15031 -8.0000E-04 \$Fosfor (P)
 16032 -2.2500E-03 \$Sulfur (S)
 17035 -2.6600E-03 \$Klor (Cl)
 19039 -1.9400E-03 \$Kalium (K)
 20040 -9.0000E-05 \$Kalsium (Ca)
 26056 -3.7000E-04 \$Ferrum (Fe)
 30065 -1.0000E-05 \$Zinc/seng (Zn)
 5010 -5.0000E-06 \$Boron (B)PTV
 m2 1001 -9.8998E-02 \$Hidrogen (H)
 6012 -2.6899E-01 \$Karbon (C)
 7014 -4.4999E-02 \$Nitrogen (N)
 8016 -5.6899E-01 \$Oksigen (O)
 15031 -1.8000E-02 \$Fosfor (P)
 5010 -2.4999E-05 \$Boron (B)CTV
 m3 1001 -9.8995E-02 \$Hidrogen (H)
 6012 -2.6899E-01 \$Karbon (C)
 7014 -4.4998E-02 \$Nitrogen (N)
 8016 -5.6897E-01 \$Oksigen (O)
 15031 -1.7999E-02 \$Fosfor (P)
 5010 -4.9998E-05 \$Boron (B)GTV
 m4 1001 -1.0128E-01 \$Hidrogen (H)
 6012 -1.0231E-01 \$Karbon (C)
 7014 -2.8650E-02 \$Nitrogen (N)
 8016 -7.5707E-01 \$Oksigen (O)
 11023 -1.8400E-03 \$Natrium (Na)
 12024 -7.3000E-04 \$Magnesium (Mg)
 15031 -8.0000E-04 \$Fosfor (P)
 16032 -2.2500E-03 \$Sulfur (S)
 17035 -2.6600E-03 \$Klor (Cl)
 19039 -1.9400E-03 \$Kalium (K)
 20040 -9.0000E-05 \$Kalsium (Ca)
 26056 -3.7000E-04 \$Ferrum (Fe)
 30065 -1.0000E-05 \$Zinc/seng (Zn)
 5010 -5.0000E-06 \$Boron (B)material paru-paru
 m5 1001 -1.0447E-01 \$Hidrogen (H)
 6012 -2.3219E-01 \$Karbon (C)
 7014 -2.4880E-02 \$Nitrogen (N)
 8016 -6.3023E-01 \$Oksigen (O)
 11023 -1.1300E-03 \$Natrium (Na)
 12024 -1.3000E-04 \$Magnesium (Mg)
 15031 -1.3300E-03 \$Fosfor (P)
 16032 -1.9900E-03 \$Sulfur (S)
 17035 -1.3400E-03 \$Klor (Cl)
 19039 -1.9900E-03 \$Kalium (K)
 20040 -2.3000E-04 \$Kalsium (Ca)
 26056 -5.0000E-05 \$Ferrum (Fe)
 30065 -3.0000E-05 \$Zinc/seng (Zn)
 5010 -5.0000E-06 \$Boron (B)material jaringan lunak
 m6 1001 -1.0064E-01 \$Hidrogen (H)
 6012 -1.0783E-01 \$Karbon (C)
 7014 -2.7680E-02 \$Nitrogen (N)
 8016 -7.5477E-01 \$Oksigen (O)
 11023 -7.5000E-04 \$Natrium (Na)
 12024 -1.9000E-04 \$Magnesium (Mg)
 15031 -1.8000E-03 \$Fosfor (P)
 16032 -2.4100E-03 \$Sulfur (S)
 17035 -7.9000E-04 \$Klor (Cl)

19039 -3.0200E-03 \$Kalium (K)
 20040 -3.0000E-05 \$Kalsium (Ca)
 26056 -4.0000E-05 \$Ferrum (Fe)
 30065 -5.0000E-05 \$Zinc/seng (Zn)
 5010 -5.0000E-06 \$Boron (B)material tulang/otot
 m7 7014 -0.8 \$Nitrogen (N)
 8016 -0.2 \$Oksigen (O) material udara

[Mat Name Color]

mat name size color

1 PTV 1 pastelgreen
 2 CTV 1 blue
 3 GTV 1 red
 4 paru-paru 1 green
 5 jaringanlunak 1 pastelyellow
 6 tulang 1 darkred
 7 udara 1 cyan

[Surface]

1 s 0 -100 91.45 1
 2 pz -300.0
 4 pz -80.0
 5 pz 0.0
 6 pz 70.0
 7 px -1000.0
 8 px 1000.0
 9 py -1000.0
 10 py 1000.0
 11 sq 100 400 0 0 0 0 -40000 0 0 0 \$trunk-skin
 12 pz 91.45
 13 gq 1 1 0 0 0 -0.2 -20 0 0 0.04 3.96 \$ left leg
 213 gq 1 1 0 0 0 0.2 20 0 0 0.04 3.96 \$ right leg
 313 gq 1 1 0 0 0 -0.2 -20 0 0 0 \$ left leg skin
 413 gq 1 1 0 0 0 0.2 20 0 0 0 \$ right leg skin
 14 sq 100 64 0 0 0 0 -6400 0 0 0 \$head1-skin
 15 pz 200.0
 16 sq 96.04 392.04 0 0 0 0 -37651.521 0 0 0 \$trunk
 18 sq 96.04 60.84 0 0 0 0 -5843.0736 0 0 0 \$head1
 19 pz 69.80
 20 pz -79.8
 21 cz 5.4
 22 pz 78.40
 322 pz 78.6
 23 cz 5.20 \$neck
 24 sq 5112.25 3271.84 6400 0 0 0 -327184 0 0 91.45 \$head2
 25 sq 32400 14400 1406.25 0 0 0 -810000 -8.50 0 43.5 \$right
 26 sq 32400 14400 1406.25 0 0 0 -810000 8.50 0 43.5 \$left
 27 pz 46
 28 pz 54
 29 px -5.4
 30 py 1.5 \$ end the section removed from the right lung
 31 pz 43.5
 32 pz 55
 33 px 8.0
 34 py 1.0 \$end the section removed from the left lung
 35 sq 64 272.25 0 0 0 0 -17424 0 0 0
 36 pz 27
 37 pz 43

38 p 0.028571 0.022222 -0.023256 -1
 39 sq 576 896 144 0 0 0 -9216 8 -4 35 \$ stomach-wall
 40 sq 310.914543 625.988841 65.363490 0 0 0 -3566.739812 8 -4 35 \$ stomach-contents
 48 sq 0.1764 1.3689 0 0 0 0 -0.24147396 0 2.575 0 \$esophagus: thoracic+abdominal portion
 65 px 3.0
 135 sq 68.0625 612.5625 45.5625 0 0 0 -1378.265625 6.0 6.0 32.50 \$left kidney
 136 sq 68.0625 612.5625 45.5625 0 0 0 -1378.265625 -6.0 6.0 32.50 \$right kidney
 137 px -3
 138 sq 15.6816 2787.84 368.64 0 0 0 -4014.4896 -1.0 0 37 \$pancreas
 139 px -1
 140 pz 37
 151 4 sq 240.25 710.7556 1849 0 0 0 -17768.89 0 0 0
 152 4 sq 44.3556 172.6596 729.6596 0 0 0 -2363.709924 0 0 0
 153 4 px 0
 154 4 sq 1225 3624.08 1849 0 0 0 -90601 0 0 0
 155 4 sq 792.9856 2621.44 1239.04 0 0 0 -50751.0784 0 0 0
 156 4 pz 0
 157 4 sq 240.25 280.2276 729 0 0 0 -7005.69 0 0 0
 158 4 sq 173.1856 203.9184 574.5609 0 0 0 -4504.557456 0 0 0
 159 4 sq 110.25 128.5956 729 0 0 0 -3214.89 0 0 0
 160 4 sq 71.5716 84.2724 574.5609 0 0 0 -1861.577316 0 0 0
 161 4 sq 1225 1428.84 729 0 0 0 -35721 0 0 0
 162 4 sq 991.6201 1167.5889 574.5609 0 0 0 -25792.038801 0 0 0
 175 sq 0.0144 0.7569 0 0 0 0 -0.01089936 0 2.575 0
 75 sq 94.09 289 0 0 0 0 -27192.01 0 0 0 \$scapulae
 74 sq 95.8441 289 0 0 0 0 -27698.94 0 0 0
 76 p 0.25 -1 0 0 \$left
 77 p 0.80 -1 0 0
 78 pz 50.9
 79 pz 67.3
 80 p 0.25 1 0 0 \$right
 81 p 0.80 1 0 0
 82 sq 127.69 127.69 0 0 0 0 -16304.7361 0 -3.8 0 \$pelvis
 83 sq 144 144 0 0 0 0 -20736 0 -3 0
 84 pz 22
 85 pz 14
 86 py 5
 87 py -3
 89 sq 86.49 272.25 0 0 0 0 -23546.9025 0 0 0
 90 pz 35.1
 91 pz 36.5
 92 pz 37.9
 93 pz 39.3
 94 pz 40.7
 95 pz 42.1
 96 pz 44.9
 97 pz 46.3
 98 pz 47.7
 99 pz 49.1
 100 pz 50.5
 101 pz 51.9
 102 pz 53.3
 103 pz 54.7
 104 pz 56.1
 105 pz 57.5
 106 pz 58.9
 107 pz 60.3
 108 pz 61.7

109 pz 63.1
 110 pz 64.5
 111 pz 65.9
 112 sq 6.25 4 0 0 0 0 -25 0 5.50 0 \$ spine-mid, lower
 113 pz 84.8
 114 sq 6.25 4 0 0 0 0 -25 0 1.45 0 \$ spine-upper
 176 5 cx 0.70
 177 5 px 0.10
 178 5 px 7.80
 700 s -8.5 -5 50 2.0
 701 s -8.5 -5 50 1.8
 702 s -8.5 -5 50 1.5
 9001 rpp -500 500 -500 500 -500 500

[C e l l]

5 1 -1.05 -700 701 \$ PTV
 6 2 -1.6 702 -701 \$ CTV
 7 3 -1.6 -702 #5 #6 \$ GTV
 8 4 -1.05 (-27:28:-29:30) -25 31 #5 #6 #7 #54 #55 #56 #57 #58 #59 #60 #61 \$paru-parukanan
 9 4 -1.05 (33:34:32) -26 31 #54 #55 #56 #57 #58 #59 #60 #61 \$paru-parukiri
 10 5 -1.0 -35 36 -37 -38 \$hati
 18 5 -1.0 (-48 175 37 -19):(-176 177 -178) #41 \$skerongkong:thoracic+abdominal portion
 29 6 -1.04 (-75 89 90 -91):(-75 89 92 -93):(-75 89 94 -95):(-75 89 31 -96):(-75 89 97 -98):(-75 89 99 -100):(-75 89 101 -102):(-75 89 103 -104):(-75 89 105 -106):(-75 89 107 -108):(-75 89 109 -110):
 (-75 89 111 -79) #10 \$rusuk
 41 6 -1.04 (-112 84 -90):(-112 90 -19):(19 -113 -114) \$tulangbelakang
 47 5 -1.0 (-138 139 -65):(-138 65 140) \$pankreas
 54 5 -1.0 -151 152 153 #56 #57 \$jantung -ventrikanal kiri wall
 55 5 -1.0 -152 153 #56 #57 \$jantung -ventrikanal kiri contents
 56 5 -1.0 -154 155 153 -156 151 \$jantung -ventrikanal kanan wall
 57 5 -1.0 -155 153 -156 151 \$jantung -ventrikanal kanan contents
 58 5 -1.0 (-157 158 -153 156):(-159 160 -153 -156) \$jantung -atrium kiri wall
 59 5 -1.0 (-158 -153 156):(-160 -153 -156) \$jantung -atrium kiri contents
 60 5 -1.0 -161 162 -153 -156 159 \$jantung -atrium kanan wall
 61 5 -1.0 -162 -153 -156 159 \$jantung -atrium kanan contents
 63 5 -1.0 ((-16 5 -19):(19 -6 -21 114)) #5 #6 #7 #8 #9 #10 #18 #29 #41 #47 #54 #55 #56 #57 #58 #59 #60 #61
 \$badan/tubuh
 65 7 -0.00129 -9001 #63 #5 #6 #7 #8 #9 #10 #18 #29 #41 #47 #54 #55 #56 #57 #58 #59 #60 #61
 100 -1 9001 \$ outer region

[Volume]

reg vol
 5 9.076693 \$PTV
 6 10.28664 \$CTV
 7 14.13 \$GTV
 8 1776.51 \$parukanan
 9 1560 \$parukiri
 10 1830 \$hati
 29 694 \$rusuk
 63 1410 \$badan(kulit)
 54 177 \$jantung
 55 102 \$jantung
 56 67.2 \$jantung
 57 108 \$jantung
 58 31.6 \$jantung
 59 115 \$jantung
 60 27.4 \$jantung
 61 111 \$jantung

[T R A N S F O R M]

*tr3 -8.5 -10 50 0 90 90 90 90 180 90 0 90 1

*tr4 0.5 -3 50

*tr5 0 2.575 42.30 42.6 127.2266 107.676 50.584 39.416 90 76.4334 101.1157 17.675953

*tr40 0 -4 0 0 90 90 90 90 180 90 0 90 \$ 0 derajat

[Multiplier]

number = -299

interpolation = log

ne = 55

infl: {299.inp}{1-55}

[Multiplier]

number = -298

interpolation = log

ne = 55

infl: {298.inp}{1-55}

[Multiplier]

number = -297

interpolation = log

ne = 55

infl: {297.inp}{1-55}

[Multiplier]

number = -296

interpolation = log

ne = 55

infl: {296.inp}{1-55}

[Multiplier]

number = -295

interpolation = log

ne = 68

infl: {295.inp}{1-68}

[Multiplier]

number = -294

interpolation = log

ne = 68

infl: {294.inp}{1-68}

[Multiplier]

number = -293

interpolation = log

ne = 68

infl: {293.inp}{1-68}

[Multiplier]

number = -292

interpolation = log

ne = 68

infl: {292.inp}{1-68}

```
[ Multiplier ]
  number = -291
  interpolation = log
  ne = 55
  infl: {291.inp}{1-55}
```

```
[ Multiplier ]
  number = -290
  interpolation = log
  ne = 68
  infl: {290.inp}{1-68}
```

```
[ T - Deposit ] off
title = Energy Deposition in XYZ Mesh
mesh = xyz          # mesh type is xyz scoring mesh
x-type = 2          # x-mesh is linear given by xmin, xmax and nx
xmin = -15.0        # minimum value of x-mesh points
xmax = -3.0         # maximum value of x-mesh points
nx = 1000           # number of x-mesh points
z-type = 1          # z-mesh is given by the below data
nz = 1              # number of y-mesh points
49.0 51.0
y-type = 2          # y-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
ymin = -10.000      # minimum value of z-mesh points
ymax = 0.000        # maximum value of z-mesh points
ny = 1000           # number of z-mesh points
unit = 0            # unit is [Gy/source]
output = dose       # total deposit energy
axis = xy           # axis of output
file = geometri.out # file name of output for the above axis
part = alpha proton neutron photon
gshow = 1           # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
x-txt = Sisi Ke Belakang Tubuh
y-txt = Sisi Vertikal Tubuh
epsout = 1          # (D=0) generate eps file by ANGEL
```

```
[ T - T R A C K ]
title = Track Detection using [T-track] tally
mesh = xyz          # mesh type is xyz scoring mesh
x-type = 2          # x-mesh is linear given by xmin, xmax and nx
xmin = -15.0        # minimum value of x-mesh points
xmax = -3.0         # maximum value of x-mesh points
nx = 1000           # number of x-mesh points
z-type = 1          # z-mesh is given by the below data
nz = 1              # number of y-mesh points
49.0 51.0
y-type = 2          # y-mesh is linear given by zmin, zmax and nz
ymin = -11.000      # minimum value of z-mesh points
ymax = 0.000        # maximum value of z-mesh points
ny = 1000           # number of z-mesh points
e-type = 1          # e-mesh is given by the below data
ne = 3              # number of e-mesh points
1E-15 5E-7
0.02 25
unit = 1            # unit is [1/cm^2/source]
$ material = all    # (D=all) number of specific material
```

```
$ 2D-type = 2      # 1:Cont, 2:Clust, 3:Color, 4:xyz, 5:mat, 6:Clust+Cont, 7:Col+Cont
  axis = xy        # axis of output
  gshow = 1
  file = track_flux50.out # file name of output for the above axis
  part = neutron
  epsout = 1
```

```
[ T - C r o s s ]
title = Distribusi Fluks Neutron dalam Phantom
mesh = r-z        # mesh type is r-z mesh
x0 = 0.0
y0 = 0.0
r-type = 1        # r-mesh is given by rmin, rmax and nr
nr = 1            # number of r-mesh points
0 1
z-type = 2        # z-mesh is given by the below data
nz = 320          # number of z-mesh points
zmin = 0
zmax = 16
e-type = 1        # e-mesh is given by the below data
ne = 3            # number of e-mesh points
1E-15 5E-7
0.02 25
trcl = 3
axis = z          # axis of output
x-txt = Kedalaman (cm)
y-txt = Fluks (n.cm^-2.s^-1/source)
unit = 1          # unit is [1/cm^2/source]
file = flux50.out # file name of output for the above axis
output = flux     # surface crossing flux
part = neutron
epsout = 1        # (D=0) generate eps file by ANGEL
```

```
[ T - Deposit ] off
title = Dosis pada Tiap Organ
mesh = reg        # mesh type is region-wise
reg = 63 29 8 5 6 7 (58 59 60 61 54 55 56 57) 10 9
unit = 0          # unit is [Gy/source]
output = dose     # total deposit energy
axis = reg        # axis of output
x-txt = Nomor Region Organ
y-txt = Dosis (Gy/source)
file = Dosis_AlphaProton.out # file name of output for the above axis
part = all alpha proton neutron photon
gshow = 1         # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout = 1        # (D=0) generate eps file by ANGEL
```

```
[ T - T R A C K ] off
title = Dosis pada Tiap Organ
mesh = reg        # mesh type is region-wise
reg = 63 29 8 5 6 7 (58 59 60 61 54 55 56 57) 10 9
unit = 1          # unit is [Gy/source]
axis = reg        # axis of output
file = Dosis_NeutronPhoton.out # file name of output for the above axis
part = all alpha proton neutron photon
gshow = 1         # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout = 1        # (D=0) generate eps file by ANGEL
x-txt = Nomor Region Organ
```



```

    y-txt = Dosis (Gy/source)
e-type = 1          # e-mesh is given by the below data
ne = 3              # number of e-mesh points
0  2.5E-8
2  20
multiplier = 6
part = photon
emax = 10000
mat  mset1
4  (1 -299)
5  (1 -298) (1 -297) (1 -296)
1  (1 -297)
2  (1 -297)
3  (1 -297)
6  (1 -291)
multiplier = 6
part = neutron
emax = 10000
mat  mset1
4  (1 -295)
5  (1 -294) (1 -293) (1 -292)
1  (1 -292)
2  (1 -292)
3  (1 -292)
6  (1 -290)

[ T - T R A C K ]
title = Dosis pada Tiap Organ
mesh = r-z          # mesh type is r-z mesh
x0 = 0.0
y0 = 0.0
r-type = 1          # r-mesh is given by rmin, rmax and nr
nr = 1              # number of r-mesh points
0  1
z-type = 2          # z-mesh is given by the below data
nz = 320            # number of z-mesh points
zmin = 0
zmax = 16
e-type = 1          # e-mesh is given by the below data
ne = 3              # number of e-mesh points
1E-15  5E-7
0.02  25
trcl = 3
axis = z
file = Dosis_Neutron.out # file name of output for the above axis
part = neutron
gshow = 1           # 0: no 1:bnd, 2:bnd+mat, 3:bnd+reg 4:bnd+lat
epsout = 1          # (D=0) generate eps file by ANGEL
x-txt = Kedalaman (cm)
y-txt = Dosis (Gy/source)
multiplier = 6
part = photon
emax = 10000
mat  mset1
4  (1 -299)
5  (1 -298) (1 -297) (1 -296)
1  (1 -297)
2  (1 -297)

```

```

3 (1 -297)
6 (1 -291)
multiplier = 6
part = neutron
emax = 10000
mat mset1
4 (1 -295)
5 (1 -294) (1 -293) (1 -292)
1 (1 -292)
2 (1 -292)
3 (1 -292)
6 (1 -290)

[ T - C r o s s ] off
title = Distribusi Fluks Neutron dalam Phantom
mesh = r-z          # mesh type is r-z mesh
x0 = 0.0
y0 = 0.0
r-type = 1          # r-mesh is given by rmin, rmax and nr
nr = 1              # number of r-mesh points
0 1
z-type = 2          # z-mesh is given by the below data
nz = 320            # number of z-mesh points
zmin = 0
zmax = 16
e-type = 1          # e-mesh is given by the below data
ne = 3              # number of e-mesh points
1E-15 5E-7
0.02 25
trcl = 3
axis = z            # axis of output
x-txt = Kedalaman (cm)
y-txt = Fluks (n.cm^-2.s^-1/source)
unit = 1            # unit is [1/cm^2/source]
file = flux50.out   # file name of output for the above axis
output = flux        # surface crossing flux
part = neutron
epsout = 1          # (D=0) generate eps file by ANGEL

[ E n d ]

```